

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig verfasst, noch nicht anderweitig für Prüfungszwecke vorgelegt und keine anderen als die angegebenen Quellen oder Hilfsmittel benutzt sowie wörtliche und sinngemäße Zitate als solche gekennzeichnet habe.

Andreas Kohl
Ilmenau, den 6. August 2020

Kurzfassung

In dieser Arbeit wird ein mobiles menschliches Atemsimulationssystem entwickelt und getestet, welches die Funktionen der Thermischen Menschmodelle am Deutschen Zentrum für Luft- und Raumfahrt (DLR) zur Untersuchung von Kabinenströmungen und Thermischem Komfort von Passagieren ergänzen soll. Thermische Menschmodelle simulieren hierbei die Geometrie und Wärmezufuhr einer realen Person, sowohl durch Wärmestrahlung und Wärmeleitung, als auch durch natürliche Konvektion, angetrieben durch den Temperatur- und Dichtegradienten der Luft nahe des Modells. Auf diese Strömung hat auch die menschliche Atmung einen Einfluss, die mit dem zu entwickelnden System möglichst präzise simuliert werden soll. Eine weitere wichtige Funktion des mobilen Atemsimulationssystems ist die genaue Dosierung des bei der menschlichen Atmung produzierten Atemgases CO_2 . Es wirkt sich nachweislich auf die Konzentrationsfähigkeit und Produktivität des Menschen aus und moderne Belüftungssysteme, wie sie in Zügen oder Büros installiert sind, stellen den Frischluftanteil oft anhand dieses Parameters ein.

Die Ergebnisse einer Literaturrecherche zeigen die grundlegenden Eigenschaften der menschlichen Atmung und bisherige experimentelle und numerische Arbeiten zu Atemsimulationssystemen auf. Die daraus gewonnenen Erkenntnisse fließen in den Entwicklungsprozess mit ein. Zu den Funktionen des Systems gehört das Einatmen, Analysieren der Atemluft, Anreichern der Luft mit Kohlendioxid (CO_2) und anschließendem Ausatmen der Luft. Außerdem wird eine detaillierte menschliche Gesichtsmimik konstruiert und mittels 3D-Druck-Verfahren hergestellt, welche die menschliche Atmung durch die Nase hinsichtlich des Strömungsprofils beim Ein- und Ausatmen nachbildet, und mit einem Schlauch an das Atemsystem angeschlossen wird. Mit einem Spurengasmesssystem, dass an das experimentelle Atemsystem angeschlossen werden kann, kann die Ausbreitung der simulierten Atemgase und somit auch die Ausbreitung von Krankheitserregern wie dem neuen COVID-19 Virus, das sich über Aerosole in der Atemluft verbreitet, untersucht werden.

Das Atemsystem wird schließlich in einem generischen Zuglabor an einem thermischen Menschmodell installiert und die erzeugte Atemströmung und Verteilung des CO_2 durch die experimentelle Atmung im Zugabteil wird untersucht. Dabei werden auch die Eigenschaften der verbauten Sensoren, welche den Volumenstrom des Atemsystems und den CO_2 -Gehalt, die Temperatur und die Luftfeuchtigkeit der inhalierten Luft analysieren, überprüft. Das System erzeugt ein realistisches sinusförmiges Atemprofil durch die Nase, dass dem eines Menschen gleicht und dosiert die gewünschte Menge CO_2 über ein Magnetventil in den Balgzylinder, welcher die menschliche Lunge simuliert. Die künstlich erzeugte CO_2 -Verteilung im generischen Zuglabor unterschied sich jedoch von der eines realen Menschen. Detailliertere Studien zu vorherrschenden Strömung der Kabinenluft können möglicherweise mehr Einblick verschaffen. Das Atemsystem kann ebenfalls einen Anstieg des CO_2 -Gehaltes durch einen Menschen auf dem benachbarten Sitzplatz detektieren.

Abstract

In this thesis, a mobile respiration device for thermal manikans is developed and tested at the German Aerospace Center (DLR). Thermal manikans are widely used to simulate the heat load of humans in measurements of thermal comfort and flow measurements in ventilated environments such as passenger cabins.

At first, an extensive literature study provides insight on the human breathing process and research on human respiration and respirational simulation devices in experimental and numerical work, that has been done in the last decades. The human breathing process is interacting directly with the airflow around the human body due to natural convection and therefore plays an important role in its simulation. Another key factor for the respiration device to measure and simulate is the indoor air quality, which has a direct impact on the health and productivity of humans. It is mainly characterized through temperature, humidity and carbon dioxide (CO_2) content of the air, which are also control parameters of modern ventilation systems for adjusting the volume flow rate of fresh air e.g. in trains and office buildings. Besides analysing the inhaled air, the respiration system can enrich the air the inhaled air with CO_2 to simulate realistic respiration emissions of a human. The system can also be connected to a tracer gas dosing and measurement system, in order to investigate the airborne transmission of infectious agents, which has gotten more attention as a research topic since the worldwide spread of the corona virus in 2020.

The developed respiration simulation system consist of a pair of cylinder bellows, which simulate the human lungs by getting compressed and decompressed by a stepper motor. The left cylinder is used for dosing the CO_2 via a magnetic valve, the right one is used for analysing the inhaled air. Also a human facial mask is developed, which can be attached to a thermal manikan and is connected to the respiration system via a tube to generate a realistic breathing flow field through the nose. Finally the system has been installed on a thermal manikan in the generic train compartment at the DLR in Göttingen and the temperature, volume flow, CO_2 and humidity sensors were tested. The breathing thermal manikan is capable to detect the rise of CO_2 level by a passenger seated next to the equipped thermal manikan. It also provides a sinusoidal respirational airflow like the one of a real human. Furthermore it can detect the rise of the CO_2 level in the air around the thermal manikan, when a real person takes a seat next to it. The simulated rise CO_2 level in the cabin by the experimental setup was compared to the one generated by a real human but the results distinguished. Further investigation with imaging flow measurements of the airflow inside the cabin could lead to better insights.

Inhaltsverzeichnis

Kurzfassung/Abstract	ii
Bezeichnungen	vi
1 Einleitung	1
2 Grundlagen und Stand der Technik	3
2.1 menschliche Atmung	3
2.2 Thermische Menschmodelle	10
2.3 Atem-Simulationssysteme	12
2.3.1 Einblick in die Entwicklung eines experimentelle Atem-Simulationssystems	12
2.3.2 Untersuchungen zur menschlichen Atemströmung mit Probanden un-	13
d/oder Atem-Simulationssystemen.	
2.3.3 Messungen zur Krankheitsausbreitung über die menschliche Atmung	16
und die Luft.	
2.4 Versuchsumgebung: Generisches Zuglabor Göttingen	16
2.5 Zusammenfassung: Grundlagen und Literaturrecherche	18
3 Durchführung der eigenen Arbeiten	20
3.1 Voruntersuchungen zur CO ₂ Verteilung	20
3.1.1 CO ₂ Zuführung	20
3.1.2 Überprüfung des Ausströmverhaltens der Kapillardüsen	21
3.2 Auswahl geeigneter Komponenten	22
3.2.1 Technische Prinzipie	23
3.2.2 Motor- und Getriebeauslegung	28
3.2.3 Mobiles Messsystem und Sensorik für die experimentelle Atmung . . .	30
3.2.4 Magnetventil	32
3.2.5 Konstruktion und Zusammenbau	34
3.3 Schaltplan und Programmierung	37
3.3.1 elektronische Komponenten	39
3.3.2 Schrittmotorsteuerung und Programmablaufplan	40
3.3.3 Konfigurationsdatei	43
3.3.4 NanoJ-Programm	43
3.4 Messungen	45
3.4.1 Ausströmversuche	45
3.4.2 Durchflussrate des Magnetventils	45
3.4.3 Vermessung des Atemprofils und Visualisierung der Atemströmung . .	45
3.4.4 CO ₂ -Messungen	45
4 Ergebnisse	47
4.1 Ausströmversuche zur homogenen CO ₂ -Verteilung	47
4.2 Durchflussrate und Öffnungszeit des Magnetventils	48
4.3 Atemprofil	50

4.4	Atemzugvolumen des experimentellen Atemsystems	52
4.5	Visualisierung der experimentellen menschlichen Atmung	52
4.6	CO ₂ Analyse	53
4.7	Sprungantwort der Sensoren bei Detektion eines Atemstoßes in das Gesicht des ATM	60
4.8	CO ₂ Dosierung	62
4.9	Kombinierte CO ₂ Dosierung mit Analyse	64
5	Zusammenfassung	66
	Quellenverzeichnis	68
	Anhang	73
A	Vermessung der Kabinenströmung nahe eines sitzenden Thermischen Men- schmodells [37]	73
B	Pneumatisches experimentelles Atemkonzept nach Ivanov [24]	74
C	Aufbau des ATM mit eingebautem Filtersystem zur Untersuchung von Inha- lation von Mikroplastik in die menschlichen Lunge [45]	75
D	PD4-C Schrittmotor mit Motorsteuerung [27]	76
E	Konfigurationsdatei der Motorsteuerung	77
F	Programm1_freigabe	79
G	Programm4_Homing	82

Bezeichnungen

Abkürzungen

Abkürzung	Bedeutung
ADP	Adenosindiphosphat
ATP	Adenosintriphosphat
ATM	Atmendes Thermisches Menschmodell
AZV	Atemzugvolumen
BF	Atemfrequenz
BSA	bodysurfacearea
CFD	Computational Fluid Dynamics
DLR	Deutsches Zentrum für Luft- und Raumfahrt e.V.
GZG	Generisches Zuglabor Göttingen
I ² C	Inter-Integrated Circuit
L	Liter
MV	Minutenvolumen
min	Minute
ml	Milliliter
PIV	Particle Image Velocimetry
PUR	Polyurethan
PTV	Particle Tracking Velocimetry
ppm	parts per million
RPi	Raspberry Pi
rpm	rounds per minute
TM	Thermisches Menschmodell
TP	Technisches Prinzip
VTM	Virtuelles Thermisches Menschmodell

wichtige Formelzeichen

Formelzeichen	Bedeutung	Einheit
a	Beschleunigung	m/s^2
F	Kraft	N
f_{ATM}	Atemfrequenz des ATM	m^{-1}
g	Erdbeschleunigung	m/s^2
M_{motor}	Drehmoment des Elektromotors	$\text{N} \cdot \text{m}$
MV_{male}	Minutenvolumen der Probanden	l
MV_{female}	Minutenvolumen der Probandinnen	l
P_{pleu}	interpleuraler Druck	Pa
p_v	Durckverlust im Rohrstück	Pa
RH	relative Luftfeuchtigkeit	%
RH_{ATM}	rel. Luftfeuchtigkeit der vom ATM inhalierten Luft	%
T_{ATM}	Temperatur der vom ATM inhalierten Luft	$^{\circ}\text{C}$
t	Zeitkonstante	s
t_{in}	Inhalationsdauer	s
t_{out}	Exhalationsdauer	s
\dot{V}	Volumenstrom	l/s
\dot{V}_{CO_2}	dosierter CO_2 -Volumenstrom	l/min
\dot{V}_{CDV}	Zuluftstrom im GZG durch CDV Belüftung	l/s
\dot{V}_{hybrid}	Zuluftstrom im GZG durch hybride Belüftung	l/s
\bar{w}	mittlere Strömungsgeschwindigkeit im Rohr	m/s
x	Koordinatenrichtung	
y	Koordinatenrichtung	
\dot{y}	Geschwindigkeit in y-Koordinatenrichtung	
\ddot{y}	Beschleunigung in y-Koordinatenrichtung	
z	Koordinatenrichtung	
β	Steigungswinkel der Spindel	$^{\circ}$
Θ_1	seitlicher oberer Mundexhalationswinkel	$^{\circ}$
Θ_2	seitlicher unterer Mundexhalationswinkel	$^{\circ}$
Θ_S	seitlicher Mundexhalationswinkel	$^{\circ}$
Θ_m	seitlicher Nasenexhalationswinkel	$^{\circ}$
Θ_s	seitliche Nasenexhalationsaufweitung	$^{\circ}$
Φ_m	frontaler Nasenexhalationswinkel	$^{\circ}$
Φ_S	frontale Nasenexhalationsaufweitung	$^{\circ}$

		Bezeichnungen
ζ	Druckverlustbeiwert	°
ω	Winkelgeschwindigkeit	°/s
ρ	Dichte	kg/m ³

1 Einleitung

Die klimatischen Bedingungen in Gebäuden und Fahrzeugkabinen haben einen großen Einfluss auf das Wohlbefinden, die Gesundheit und die Produktivität der Menschen die darin wohnen, reisen oder arbeiten. So wird beispielsweise die eingeatmete Luft von Menschen als angenehmer empfunden, wenn die Temperatur und Luftfeuchtigkeit in einem komfortablen niedrigen Bereich ist, wie eine Studie mit Probanden zeigte, welche über längere Zeit verschiedenen Temperaturen zwischen 18 und 28 °C und einer relativen Luftfeuchtigkeit von 30 bis 70 % RH ausgesetzt waren. Auch durch Gerüche verunreinigte Luft mit einer niedrigen Enthalpie wurde als weniger unangenehm empfunden, als mit einer hohen Enthalpie [11].

Neben der Temperatur und der Luftfeuchtigkeit ist der CO₂-Gehalt in der Raumluft entscheidend für das Wohlbefinden der Menschen darin. Aus diesem Grund gibt das Umweltbundesamt in der DIN EN 13779 die Raumluftqualität in Abhängigkeit vom CO₂-Gehalt der Außenluft in der Maßeinheit ppm (parts per million) an. Bei einem CO₂-Gehalt von 400 ppm in der Außenluft entsprechen bis zu 800 ppm einer hohen Raumluftqualität, 800 bis 1000 ppm einer Mittelmäßigen und über 1400 ppm einer niedrigen Raumluftqualität. Werte von über 2000 ppm werden als Hygienisch inakzeptabel beschrieben. Ab Konzentrationen von 25.000 ppm können Wahrnehmungsbeeinträchtigungen und eine Reizung des Atemsystems auftreten. Noch höhere Dosen können zu Bewusstlosigkeit bis hin zum Tod führen. [44]

Der Einsatz von thermischen Menschmodellen in der Forschung zur Innenraumklimatisierung von Gebäuden oder Fahrgasträumen von Transportmitteln gehört zum heutigen Stand der Technik. Die dabei verwendeten thermischen Menschmodelle werden stetig weiterentwickelt, sodass sie mittlerweile äußerst präzise die menschliche Wärmeabgabe aber auch Schweißabsonderung oder menschliche Atmung simulieren können [15]. Neben den physischen Thermischen Menschmodellen gibt es auch virtuelle Thermische Menschmodelle (VTM), die bei der Simulation mittels Computational Fluid Dynamics (CFD) zum Einsatz kommen [15, 18, 24].



Abbildung 1.1: Thermische Menschmodelle und Probanden bei Versuchen zu thermischem Komfort im Generischen Zuglabor Göttingen (GZG) des DLR [37]

Atmende thermische Menschmodelle (ATM) werden vor allem bei Untersuchungen zur wahrgenommenen Raumluftqualität eingesetzt. Wenn diese mittels Probandenversuchen kalibriert wurden (vgl. Abbildung 1.1(b)), können diese realistische Aussagen zur wahrgenommenen

Raumluftqualität liefern [26]. Die menschliche Atmung ist außerdem meist die größte Quelle der Verunreinigung der Atemluft in geschlossenen Räumen. Sie trägt dazu bei, dass neben einer zusätzlichen Erwärmung und Befeuchtung der Luft auch ein Anstieg des CO_2 -Gehaltes, welches als Abfallprodukt der menschlichen Atmung anfällt, stattfindet. ATM und atmende VTM werden auch immer häufiger herangezogen, wenn es um die Untersuchung von Belüftungssystemen in Passagierkabinen oder die Ausbreitung von Krankheitserregern über die menschliche Atmung geht [28, 32]. Ein relevantes Beispiel ist das neuartige SARS-CoV-2, besser bekannt ist unter dem Name Corona-Virus, das sich über Aerosole, feinste luftgetragene Flüssigkeitspartikel in der menschlichen Atemluft mit einem Durchmesser kleiner als $5\text{ }\mu\text{m}$, verbreitet [35].

Ziel der Arbeit ist es deshalb, eine experimentelle menschliche Atemfunktion für die bereits vorhandenen thermischen Menschmodelle, zu sehen in Abbildung 1.1 (a), am DLR zu entwickeln. Dieses Atemsyste soll die menschliche Atmung präzise simulieren, die eingeatmete Atemluft analysieren und eine definierte Menge CO_2 in die Atemluft dosieren, welche der des Menschlichen Atemzyklus entspricht. Eine Schematische Darstellung des geforderten simulierten Atemzyklus der experimentellen Atmung ist in Abbildung 1.2 dargestellt. Zusätzlich soll eine Gesichtsmimik für das entwickelte ATM entworfen und gefertigt werden, welche an das Atemsyste angeschlossen wird und so eine realistische Atemströmung nachbilden kann. Abschließend soll das entwickelte System an ein Thermisches Menschmodell im Generische Zuglabor Göttingen angeschlossen werden und die resultierende Atemströmung visualisiert und die CO_2 Verteilung in der Kabinenluft gemessen werden.

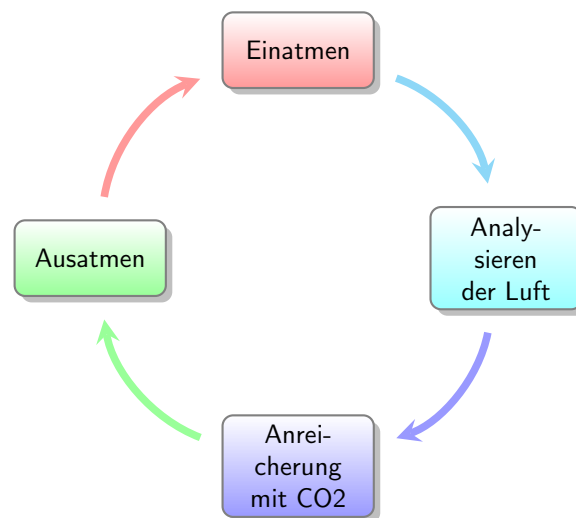


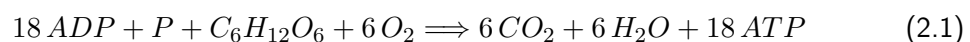
Abbildung 1.2: Schematische Darstellung des geforderten Atemzyklus der experimentellen menschlichen Atmung.

2 Grundlagen und Stand der Technik

In diesem Kapitel soll ein Überblick über die menschliche Atmung im allgemeinen und wichtige Parameter für die Entwicklung des experimentellen Atemsystems gegeben werden. Darauf folgt ein Überblick über thermische Menschmodelle und deren Einsatzgebiete. Außerdem soll ein kurzer Überblick gegeben werden, über bisherige Forschungsergebnisse zum Thema experimenteller und numerisch simulierter menschlicher Atmung. Diese Informationen sollen im weiteren Verlauf der Arbeit helfen, eine möglichst realitätsnahe simulierte Atmung zu entwickeln. Außerdem sollen Anwendungsgebiete aufgezeigt werden, um mögliche potentielle Einsatzfelder für das fertige künstliche Atemsystem zu erkennen und zu untersuchen. Gerade im Hinblick auf die Ausbreitung von Krankheitserregern in öffentlichen Verkehrsmitteln sind weitere Untersuchungen von Interesse. Abschließend wird das Versuchsfeld für den Test des experimentellen Atemsystems, das Generische Zuglabor Göttingen (GZG) vorgestellt.

2.1 menschliche Atmung

Der Mensch, sowie fast alle mehrzelligen Lebewesen, benötigt für seinen Stoffwechsel Sauerstoff (O_2) aus der Erdatmosphäre, und muss deshalb atmen. Man unterscheidet beim Menschen zwischen der sogenannten äußeren und inneren Atmung. Die innere Atmung beschreibt dabei die biologische Oxydation, auch Zellatmung genannt, bei welcher Nahrungsstoffe (Glukose: $C_6H_{12}O_6$) mittels Sauerstoff zu Kohlenstoffdioxid (CO_2) und Wasser (H_2O) „verbrannt“ werden. Dabei wird Adenosindiphosphat (ADP) und Phosphor (P) in Adenosintriphosphat (ATP) umgewandelt, welches in der menschlichen Zelle als Energieträger dient:



Die äußere Atmung hingegen bezeichnet die Ventilation und den Gasaustausch in den Alveolen (Lungenbläschen), welche sich in der Lunge innerhalb des Brustkorbes (Thorax) befinden. Hier wird der frische Sauerstoff aus der eingeatmeten Luft mit dem Kohlenstoffdioxid aus dem Blut ausgetauscht. Unter Ruhebedingungen verbraucht ein gesunder Erwachsener etwa 300 Milliliter (ml) pro Minute (min) Sauerstoff und produziert gleichzeitig etwa 250 ml/min Kohlendioxid [30]. Natürlich ist die Physis jedes Menschen unterschiedlich, weshalb diese Abschätzungen nur auf den durchschnittlichen Menschen zutreffen.

Das Kontrollzentrum „medulla oblongata“ der Atmung liegt im unteren Teil des Gehirns und erlaubt es dem Menschen den Atemreflex kurzzeitig zu unterdrücken. Die vollständige bewusste Kontrolle über die eigene Atmung besitzt der Mensch jedoch nicht. Die sogenannte Atemmechanik beschreibt die physikalischen Prozesse, welche beim Atemvorgang ablaufen (vgl. Abbildung 2.1). Diese können in drei Phasen Inspiration, Expiration und Atemruhelage unterteilt werden [2]:

- Inspiration:
 - Inspiratorische Atemmuskulatur bewirkt eine Vergrößerung des Thoraxvolumen

- Das Lungenfell haftet über den Flüssigkeitsfilm im Pleuraspalt an der Thoraxinnenseite (Pleura parietalis bzw. Rippenfell) → Lungenvolumen wird ebenfalls vergrößert
- Durch die Vergrößerung des Lungenvolumens fällt der intrapulmonale Druck ab → Unterdruck in der Lunge Luft folgt dem Druckgefälle in die Lunge hinein → Inspiration
- Expiration:
 - Verkleinerung des Thoraxvolumens durch passive Rückstellkräfte der Lunge
 - Dadurch Verkleinerung des Lungenvolumens → Überdruck in der Lunge
 - Luft folgt dem Druckgefälle aus der Lunge heraus → Expiration
- Atemruhelage:

Zwischen je zwei Atemzügen befinden sich in- und expiratorische Kräfte im Gleichgewicht, der intrapulmonale Druck entspricht dabei dem Luftdruck.

Die Lunge ist also ein Organ, welches ständig in Bewegung ist und kein konstantes Volumen aufweist. Um das Volumen der Lunge besser charakterisieren zu können, wird das sogenannte statische Lungenvolumen definiert (vgl. Abbildung 2.2). Man unterteilt es folgendermaßen [2]:

- Inspiratorisches Reservevolumen: Luftvolumen, das nach normaler Inspiration zusätzlich maximal inspiriert werden kann (ca. 3 Liter (L))
- Expiratorisches Reservevolumen: Luftvolumen, das nach normaler Expiration zusätzlich maximal expiriert werden kann (ca. 1,7 L)
- Residualvolumen: Luftvolumen, das nach maximaler Ausatmung in der Lunge verbleibt (ca. 1,3 L)
- Atemzugvolumen (AZV): Luftvolumen, das bei einem Atemzug ein- beziehungsweise ausgeatmet wird (ca. 0,5 L)
- Vitalkapazität: Volumendifferenz zwischen maximaler Ein- und Ausatmung (ca. 5,2 L)
- Totalkapazität: Gesamtes Gasvolumen in der Lunge nach maximaler Inspiration (ca. 6,5 L)

Ein Überblick über die Zusammensetzung der eingeatmeten und ausgeatmeten Raumluft findet sich in Tabelle 2.1, wobei die Edelgase im prozentualen Stickstoffanteil erfasst sind. Das alveoläre Gemisch bezeichnet den Zustand der Atemluft in der Lunge. Hier ist auch eine deutlich erhöhte Wasserdampfkonzentration zu erkennen. Zwischen dem Ein- und Ausatmen reduziert sich der Sauerstoffanteil der Luft um etwa 5 % und der Stickstoffanteil hingegen erhöht sich um 4 %.

Um das Kapitel über die menschliche Atmung abzuschließen, soll noch auf zwei weitere Studien zur menschlichen Atemströmung und Charakteristik der Atmung eingegangen werden, da sich hier wichtige Parameter für die Entwicklung des experimentellen Atemsystems ableiten lassen. Dabei wurde die menschliche Atmung untersucht, um diese als Randbedingungen

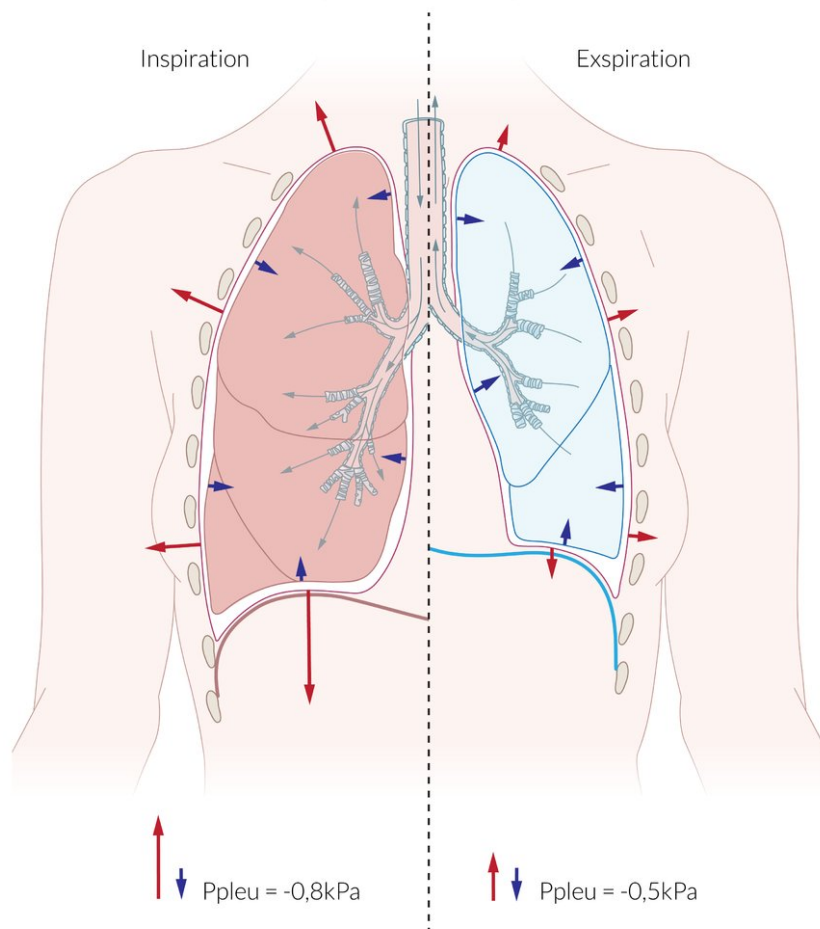


Abbildung 2.1: Skizze der menschlichen Lunge bei der Inspiration und Expiration und dabei wirkende Kräfte aufgrund der Druckdifferenz P_{pleu} zwischen dem Atmosphärendruck und dem subatmosphärischen Druck im Pleuralspalt welcher sich zwischen dem Lungenfell (Pleura visceralis) und dem Rippenfell (Pleura parietalis) befindet [2].

Tabelle 2.1: Zusammensetzung der Atemgase in Vol.-% unter Ruheatmung nach [30].

Gas	eingeatmete Raumluft	alveoläres Gasgemisch	ausgeatmete Raumluft
N ₂	79,0 %	75,4 %	79,0 %
O ₂	20,9 %	13,1 %	16,0 %
CO ₂	0,04 %	5,3 %	4,5 %
Wasserdampf	0,06 %	6,2 %	0,5 %

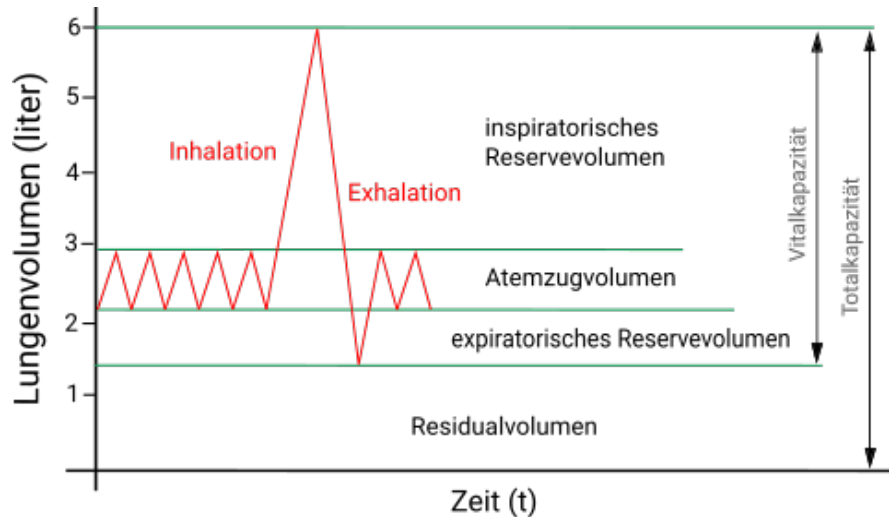


Abbildung 2.2: Statische Lungenvolumina eines Menschen nach [30].

für CFD-Simulationen verwenden zu können. Dabei wurden die Strömungsgeschwindigkeiten, Richtung der Strömung und die Öffnungen von Mund und Nase bei Sprechen, Husten und Atmen charakterisiert. In der Studie von Gupta, Lin und Chen [14] wurden insgesamt 25 Probanden untersucht, von denen zwölf weiblich und dreizehn männlich waren. Die Strömungsvisualisierung wurde mittels Zigarettenrauch und Hochgeschwindigkeitsfotografie mit einer Bildrate von 120 Hz realisiert. Mit einem Spirometer, einem medizinischen Gerät zur Untersuchung des menschlichen Atemapparates, wurden die Atemvolumenströme der Testpersonen mit einer Messfrequenz von 330 Hz gemessen.

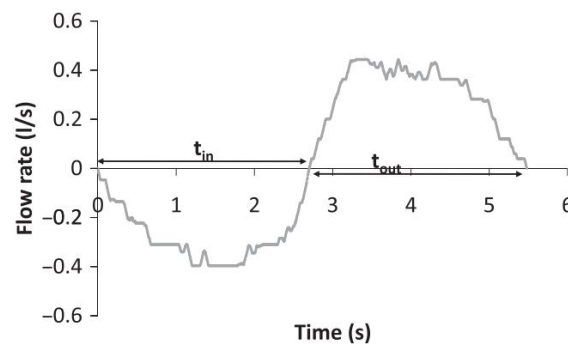


Abbildung 2.3: Mit einem Spirometer gemessener Atemvolumenstrom eines Probanden bei normaler Atmung [14].

Der zeitabhängige Atemvolumenstrom kann mittels einer Sinus-Funktion ($Flowrate(t) = a \sin(\beta t)$) dargestellt werden. Gupta et al. beschreiben die gemessene Zeit für den Einatemvorgang t_{in} als etwas geringer, als für den Ausatemvorgang t_{out} . In Abbildung 2.3 ist dieser Unterschied jedoch sehr gering ausgeprägt und nicht einwandfrei ablesbar.

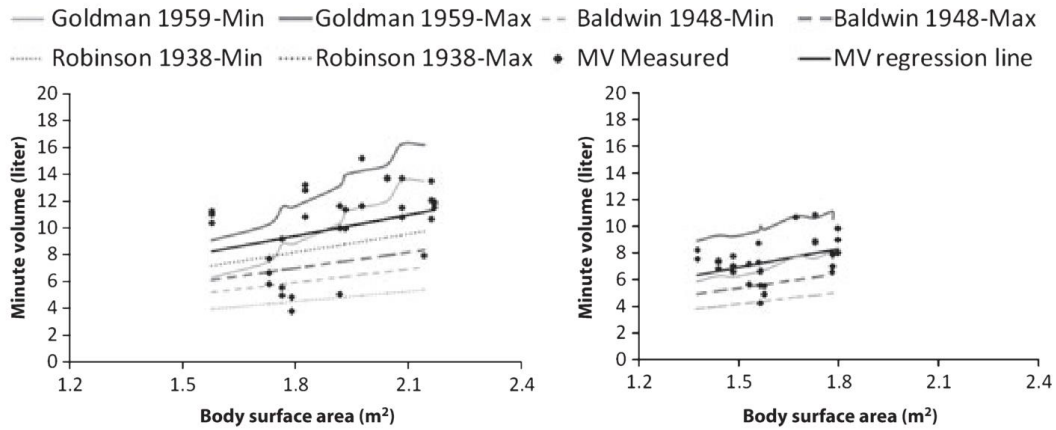


Abbildung 2.4: Minutenvolumen der männlichen und weiblichen Probanden in Abhängigkeit von der Körperoberfläche nach [14].

Ein Einfluss der Körperhaltung, also ob der Proband steht oder sitzt, auf die Atemfrequenz und das Minutenvolumen (MV), also das gesamte AZV in einer Minute, konnte bei den Messungen mit den Probanden nicht festgestellt werden. Aus diesem Grund wurden alle weiteren Messungen in sitzender Position und mit Atmung durch die Nase durchgeführt. Das MV ist jedoch abhängig vom Geschlecht der Probanden und deren Größe bzw. Körperoberfläche (bodysurfacearea (BSA)). Über lineare Regressionsanalyse wurden für Männer und Frauen diese beiden Größen in Verbindung gebracht und mit den Ergebnissen aus vorherigen Veröffentlichungen verglichen (siehe Abbildung 2.4). Dabei lag das gemessene MV sowohl für Frauen als auch für Männer über den Werten der anderen Veröffentlichungen, die Steigung der Regressionslinie war jedoch vergleichbar. Männer hatten im Schnitt ein größeres MV, selbst bei gleicher BSA war das MV der Männer geringfügig größer. Als Ergebnis konnten folgende Gleichung zur Berechnung des MV für Männer (MV_{male}) und Frauen (MV_{female}) in Abhängigkeit von der Körperoberfläche bestimmt werden[14]:

$$MV_{male}(l) = 5,225 (l/m^2) \cdot BSA (m^2) \quad (2.2)$$

$$MV_{female}(l) = 4,634 (l/m^2) \cdot BSA (m^2) \quad (2.3)$$

Dabei lag das Konfidenzintervall/der Vertrauensbereich für Männer zwischen 4,838 und 5,868 und für Frauen zwischen 4,421 und 5,16 l/m^2 . Mithilfe der Probanden, welche Raucher waren, wurde die Visualisierung der Atmung mittels Zigarettenrauch und einer hellen Beleuchtung des Gesichts durchgeführt.

Für die Richtung Θ_m und Φ_m der ausgeatmeten Atemluft durch die Probanden (vgl. Abb. 2.5(a)) konnte innerhalb eines 95 %-Vertrauensbereiches folgende mittlere Ausströmwinkel angegeben werden:

$$\Theta_m = 60^\circ \pm 6^\circ \quad (2.4)$$

$$\Phi_m = 69^\circ \pm 8^\circ \quad (2.5)$$

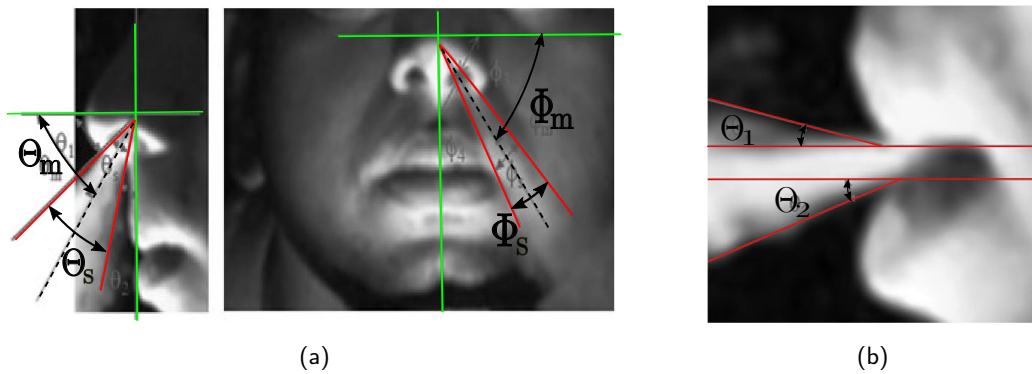


Abbildung 2.5: Visualisierung der Atemausströmung durch Nase (a) und Mund (b) in der Arbeit von Gupta et al. [14] mit Hilfe von Zigarettenrauch und Beleuchtung des Gesichtes von unten in Richtung des Kinnes. Die eingetragenen Winkel wurden nachgezeichnet und dienen zur Charakterisierung der Strömungsrichtung.

Die Auffächerung der Atemluft Θ_s und Φ_s hatte über die Bandbreite der Probanden eine etwas größer ausgeprägte Varianz:

$$\Theta_s = 23^\circ \pm 14^\circ \quad (2.6)$$

$$\Phi_s = 21^\circ \pm 10^\circ \quad (2.7)$$

Die Auffächerung der durch den Mund ausgeatmeten Luft (vgl. Abb. 2.5 b) lässt sich beschreiben mit

$$\Theta_s = \Theta_1 + \Theta_2 = 30^\circ \quad (2.8)$$

Eine ähnliche Untersuchung wurde ebenfalls von Xu u. a. [49] an 18 gesunden Probanden mittels Schlieren-Fotografie Technik durchgeführt. Dabei wurde eine mittlere Ausbreitungsgeschwindigkeit u_p und die Ausbreitungsgeschwindigkeit direkt an Mund bzw. Nase u_m bestimmt. Die mittlere Ausbreitungsgeschwindigkeit u_p war dabei jeweils deutlich niedriger als u_m , das etwa 3 cm vor dem Mund gemessen wurde, und konnte in lineare Abhängigkeit mit dem Produkt aus BSA und Atemfrequenz (engl. „respiratory rate“ oder „breathing frequency“, (BF)) gebracht werden, wie in Abbildung 2.6 zu erkennen ist. Die gemessenen Winkel und Richtungen der Atemausbreitung bei stehenden Menschen stimmen mit den Werten von Gupta, Lin und Chen [14] innerhalb der Messtoleranz überein. Bei der Exhalation durch den Mund konnten Vortex-Strukturen beobachtet werden, wie sie in Abbildung 2.7 abgebildet sind. Diese Wirbel waren direkt nach der Exhalation in einer Distanz von etwa 3 cm zu erkennen, wobei u_m am größten war und durch die auftretenden Scherkräfte die Wirbelbildung begünstigt wurde. Mit ihrer Arbeit konnten Xu u. a. wichtige Details zur Atemströmung des Menschen liefern und so auch Randbedingungen für die Implementation von virtuellen und realen Thermischen Menschmodellen zu schaffen und die Ergebnisse der Arbeit von Gupta, Lin und Chen [14] zu ergänzen.

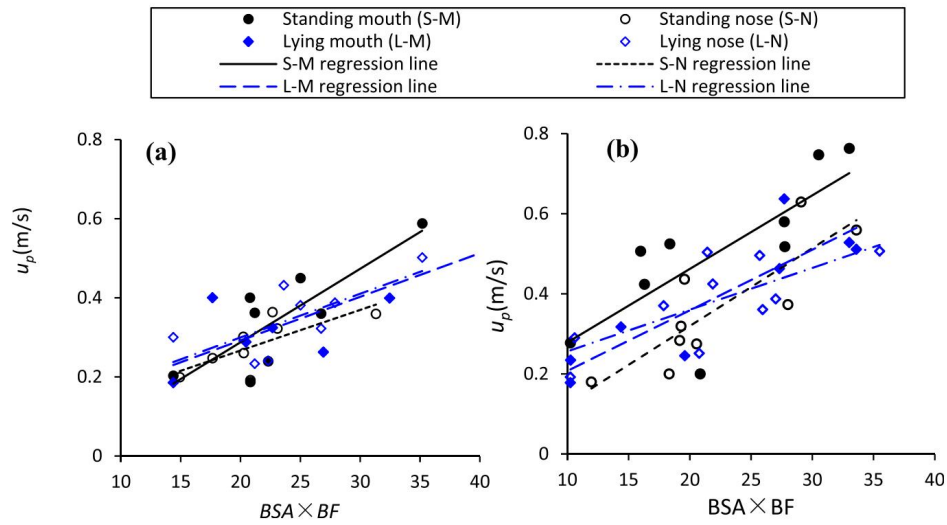


Abbildung 2.6: Variation der mittleren Ausbreitungsgeschwindigkeit u_p in Abhängigkeit von $BSA \times BF$ für männliche (a) und weibliche Probanden (b) [49].

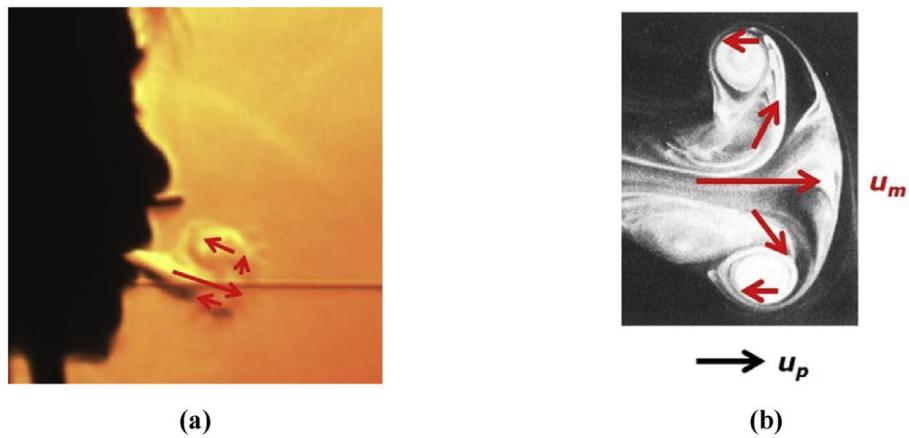


Abbildung 2.7: Aufnahmen der menschlichen Exhalation durch den Mund mittels Schlierenfotografie (a) und Detailaufnahme des dabei entstehenden Wirbels (b). Die maximale Geschwindigkeit im Zentrum des Wirbels u_m ist deutlich höher als die Ausbreitungsgeschwindigkeit u_p [49].

2.2 Thermische Menschmodelle

Thermische Menschmodelle (engl. „thermal manikans“ oder „thermodummies“) werden bereits seit über 60 Jahren eingesetzt und seitdem stetig weiterentwickelt, um die thermischen Eigenschaften des menschlichen Körpers möglichst detailliert nachzubilden (vgl. Abbildung 2.8). Der erste Thermodummy wurde von der US-Army aus einem Kupferblock gefertigt, nachfolgenden Dummies waren bereits aus mehreren individuell beheizbaren Segmenten aus Aluminium oder Kunststoff gefertigt (Abbildung 2.8 (2-14)). Der „Thermo-man“ war mit Sensoren auf der Oberfläche bestückt, um extreme konvektive Hitzeeinwirkung und Strahlungswärme zu vermessen. Mit Hilfe der digitalen Regelungstechnik wurden die Thermischen Menschmodelle noch detaillierter hinsichtlich der Simulation der Wärmelasten. Schließlich wurden um die Jahrtausendwende die erste Atemfunktion für ein Thermisches Menschmodell vorgestellt und somit der Grundstein geschaffen für das „Atmende Thermische Menschmodell“ (ATM) zur besseren Untersuchung der Raumluftqualität [10]. Mit dem Aufkommen der numerischen Strömungssimulation wurden als bald auch die ersten virtuellen Thermischen Menschmodelle (VTM) entwickelt (vgl. Abbildung 2.8 (15)). Moderne Forschungen betrachten nun auch die Simulation menschlicher Schweißabsonderung, um noch präzisere Ergebnisse unter Berücksichtigung der Wärmeverluste durch Verdunstung zu erzielen. Diese Entwicklung zeigt die stetig wachsende Komplexität der entwickelten Thermischen Menschmodellen aber auch die steigende Nachfrage in Forschung und Entwicklung. [15]

1	One-segment	Copper	Analogue	–	US 1945
2	Multi-segment	Aluminium	Analogue	–	UK 1964
3	Radiation manikin	Aluminium	Analogue	–	France 1972
4	Multi-segment	Plastics	Analogue	Movable	Denmark 1973
5	Multi-segment	Plastics	Analogue	Movable	Germany 1978
6	Multi-segment	Plastics	Digital	Movable	Sweden 1980
7	Multi-segment	Plastics	Digital	Movable	Sweden 1984
8	Fire manikin	Aluminium	Digital	–	US
9	Immersion manikin	Aluminium	Digital	Movable	Canada 1988
10	Sweating manikin	Aluminium	Digital	–	Japan 1988
		Plastic	Digital	Movable	Finland 1988
		Aluminium	Digital	Movable	USA 1996
11	Female manikin	Plastics	Digital, comfort regulation mode	Movable	Denmark 1989
12	Breathing thermal manikin	Single wire	Digital, comfort regulation mode	Movable, breathing simulation	Denmark 1996
13	Sweating manikin	Single wire	Digital, 30 dry and 125 sweat zones	Realistic movements	Switzerland 2001
		Plastic	Digital, 126 zones	Articulated	USA 2003
14	Self-contained, sweating field manikin	Metal	Digital, 126 zones	Articulated	USA 2003
15	Virtual, computer manikin	Numerical, geometric model	Heat and mass transfer simulations	Articulated	China 2000
16	One-segment, sweating manikin	Breathable fabric	Digital, water heated	Movable	UK 2001
17	One-segment manikin	Windproof fabric	Digital, air heated	Movable	Sweden 2001
					Japan 2002
					China 2001
					USA 2003

Abbildung 2.8: Thermische Menschmodelle und deren Entwicklung von 1945 bis 2004 [15].

Zu Beginn wurden die Thermodummies eingesetzt, um neue thermisch isolierende Kleidung zu entwickeln und zu testen. Weitere Einsatzfelder sind unter anderem die Untersuchung der Strömung in Transportmitteln und klimatisierten Räumen wie zum Beispiel in Flugzeugen (vgl. Abbildung 2.9) und Zügen. Auch die Untersuchung des thermischen Komforts von Passagieren [37] für die Entwicklung komfortabler und effizienter Belüftungskonzepte ist heute möglich.

Der Vorteil thermischer Menschmodelle ist eine einfache und wiederholbare experimentelle Simulation der dreidimensionalen Wärmeabgabe menschlicher Körper sowie ein ungefährlicher Einsatz unter extremen Temperaturen oder bei lange andauernden Messverfahren. Außerdem handelt es sich bei den Thermodummies um ein kosteneffizientes und gut vergleichbares Messverfahren, welches reproduzierbare Werte mit Abweichungen zwischen 2 und 4 % für Messungen von isolierender Kleidung unter gleichen Laborbedingungen liefert [15]. Da die Physis jedes Menschen unterschiedlich ist, sind Thermodummies eine gute Möglichkeit vergleichbare Ergebnisse zu erzielen.



Abbildung 2.9: Einsatz thermischer Menschmodelle während eines Flugversuches in einem Flugzeug des Typs Airbus A320. (Quelle:DLR)

Neben den physischen Menschmodellen wird, wie bereits erwähnt, auch an virtuellen thermischen Menschmodellen (VTM) für CFD-Simulationen geforscht [15, 18, 22, 29]. Die bereits in Experimenten ermittelten Temperaturen und Wärmeübergänge der Thermodummies können nun in den numerischen Simulationen implementiert werden. Auch auf diesem Gebiet gibt es eine Vielzahl an Modellen, welche sich für unterschiedliche Anwendungsfälle eignen. Auch gibt es VTM mit Atemfunktionen [18, 32, 50], auf die im nachfolgenden Kapitel genauer eingegangen wird.

Zum Abschluss dieses Kapitels soll noch auf das Thermische Menschmodell beschrieben werden, welches am DLR zum Einsatz kommt und somit als Basismodell für Untersuchungen in dieser Arbeit dient. Es besteht aus schwer entflammbarem Schaumstoff, der mit einem Heizdraht gleichmäßig umwickelt ist und von außen mit einer dünnen schwarzen Schicht aus Aluminiumklebeband umhüllt ist. Diese sorgt für eine gleichmäßige Wärmestrahlung. Die Dummies wurden für Versuche in Flugzeug- und Zugkabinen gebaut und besitzen deshalb eine feste Sitzposition mit angewinkelten Armen und Beinen (vgl. Abbildung 2.9 und 2.10). Die Wärmeabgabe über die Oberfläche des Thermodummies ist annähernd konstant. Lediglich am Kopf wird mehr Wärme abgegeben, was der Wärmeabgabe eines menschlichen Körpers nachempfunden ist. Dies ist auch auf der Infrarot-Aufnahme der Dummies bei Messungen zum thermischen Komfort in Zugabteilen in Abbildung 2.10 zu erkennen. Die Heizleistung der Thermodummies ist variabel und beträgt maximal 150 Watt pro Dummy. Die Kabinenströmung

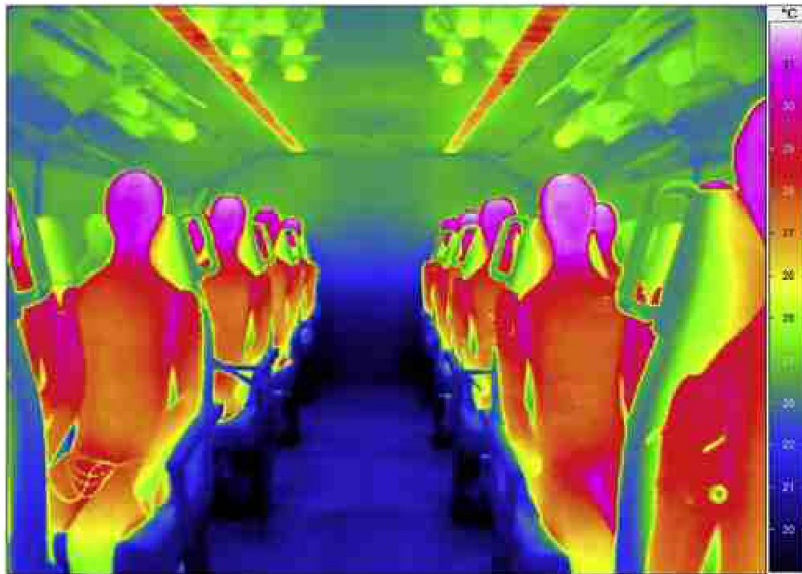


Abbildung 2.10: Thermischer Fingerabdruck der Thermodummies am DLR, aufgenommen im GZG mit einer Infrarotkamera [37].

im GZG in der Nähe der Thermischen Menschmodelle wurde in der Arbeit von Schmeling und Bosbach [37] bereits mittels zweidimensionaler particle image velocimetry (PIV) untersucht und ist in Anhang A für vier verschiedene Heizleistungen abgebildet.

2.3 Atem-Simulationssysteme

In diesem Abschnitt der Arbeit sollen die Ergebnisse von Forschungsarbeiten zu dem Themen menschliche Atmung, virtuelle und experimentelle Atem-Simulationssystemen und Ausbreitung von Krankheiten über die menschliche Atmung zusammengefasst werden, um einen Überblick über bereits existierende Entwicklungen und Umsetzungen zu erlangen. Mögliche Schwächen und Stärken der verwendeten Systeme sollen herausgearbeitet werden.

2.3.1 Einblick in die Entwicklung eines experimentelle Atem-Simulationssystems

Die Arbeit von Ivanov [24] beschreibt die Entwicklung ein experimentelles Atemsystem, welches über zwei Pneumatikzylinder als menschliche Lungen und einen Servomotor als Antrieb verfügt. Das System soll ebenfalls eine, der menschlichen Atmung nachempfundene, CO₂-Dosierung ermöglichen und über Sensoren zur Luftanalyse verfügen. Somit eignet es sich bereits sehr gut als Ausgangspunkt für Technische Prinzipie zur Umsetzung einer experimentellen menschlichen Atmung. In Anhang B ist das Konzept des experimentellen Atemsystems nach Ivanov [24] schematisch dargestellt, wobei es die folgenden technische Anforderungen erfüllen soll:

- Das Lungenvolumen beträgt nur etwa die Hälfte der menschlichen Totalkapazität. Mar-

tin Ivanov wählt eine Größe von 3 L, die für den Einbau in ein weibliches thermisches Menschmodell geeignet ist

- Die Totalkapazität ist variabel zwischen 0 und 3 L, die Atemfrequenz zwischen 1 und 60 min⁻¹
- Funktionen wie Niesen und Husten sollen möglich sein
- „Sampling“-Funktion, die eine Analyse der Atemluft durch ein externes Prüfgerät erlaubt
- Dosierung von CO₂ oder Spurengas in der ausgeatmeten Luft
- Aufheizen der eingeatmeten Luft auf Atemtemperatur

Wie in Anhang B zu erkennen ist, wird die Atmung mittels Servomotor und einem Schubkurbelgetriebe umgesetzt. Hierzu finden sich jedoch in der Arbeit keine genaueren Berechnungen zu den abgeschätzten Kräften und notwendigen Motorleistungen um die geforderten 60 Atemzüge pro Minute zu erreichen. Die Ventile sind als Magnetventile ausgelegt, und bieten die Möglichkeit sowohl Mund, als auch die Nasenlöcher und das Gasanalysegerät auszuwählen. Neben einem Temperatur- und einem Drucksensor ist auch eine Heizspirale in dem Kompressor vorgesehen. Damit kann die angesaugte Luft auf das Temperaturniveau der menschlichen Atemluft erwärmt werden.

Die Arbeit stellt jedoch lediglich eine Konzeptstudie und beinhaltet keine genauen Berechnungen der Antriebs oder des Pneumatikzylinders. Ob das Konzept tatsächlich in den Torso eines Thermischen Menschmodells passt hängt vor allem am verwendeten Servomotor und dem Übersetzungsverhältnis der Antriebskurbel ab. Eine persönliche Anfrage bei Ivanov ergab, dass das sein Konzept bisher noch nicht umgesetzt wurde. Für den Zylinder sei eine Spezialanfertigung notwendig, welche das geplante Budget des Projektes übersteigen würde.

2.3.2 Untersuchungen zur menschlichen Atemströmung mit Probanden und/oder Atem-Simulationssystemen.

In der Arbeit von Melikov [26] wurden zunächst notwendige Anforderungen ermittelt, um ein ATM zu entwickeln. Anschließend wurde das entwickelte ATM in einer präzise regelbaren Klimakammer installiert und getestet [25], wie in Abbildung 2.11 zu sehen ist. Die Temperatur in der Klimakammer konnte mit einer Genauigkeit von $\pm 0,25$ Kelvin eingestellt werden und die Luftfeuchtigkeit mit ± 25 g/kg. Bei den Messungen zur Qualität der Raumluft wurden die Spurengase SF₆ und N₂O mit einer Genauigkeit von 5 % und 7 % in der Zuluft der Raumklimatisierung (SF₆) bzw. in der ausgeatmeten Atemluft des ATM (N₂O) dosiert. Es wurden Vergleiche zwischen der Messung in einer Entfernung von 0,01 m von der Oberlippe des Dummies bei deaktiviertem Atemsystem und in der Inhalierten Atemluft bei aktiviertem Atemsystem gemacht, um zu untersuchen für welche Messungen ein ATM notwendig ist und für welche Messungen ein TM ohne Atemsimulation ausreichend ist. Für die Messungen zur Qualität der Raumluft waren hierbei die Messungen nahe der Oberlippe des Dummies meist identisch mit den Ergebnissen des experimentellen Atemsystems.

Zusätzlich wurden Messungen mit Spurengas zwischen zwei ATM gemacht, wobei ein ATM Spurengas über die Atmung emittierte und das zweite ATM die Menge an inhaliertem Spurengas gemessen hat. Die Konzentration des inhalierten Spurengases war dabei stark von der

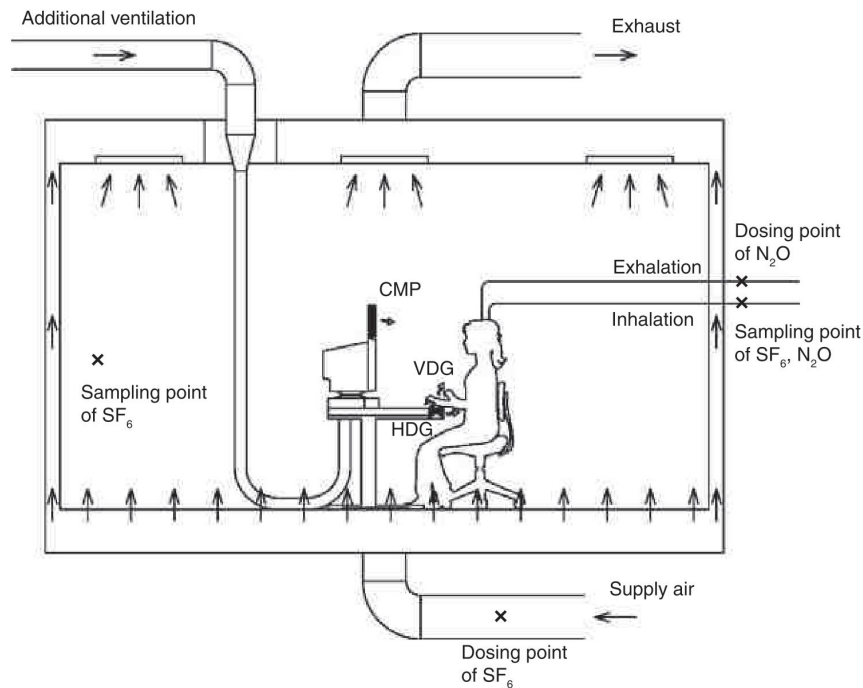


Abbildung 2.11: Experimenteller Aufbau des atmenden Thermischen Menschmodells in einer Klimakammer mit Spurengas-Analyse in der Arbeit von Melikov und Kaczmarczyk [25].

vorherrschenden Luftströmung im Raum abhängig. Die Ergebnisse zeigen, dass die Dichte der ausgeatmeten Luft deutlichen Einfluss auf die exhalierter Luftströmung hat. Um die Kontaminationen zwischen zwei Menschen zu simulieren, bedarf es einer detailreichen Simulation der exhalierter Atemströmung bedarf.

Cheng u. a. [7] untersuchten anhand eines atmenden Thermodummies und realen Personen den Einfluss der Atmung durch den Mund und die Nase auf den thermal plume des Menschen. Dabei wurden mittels Anemometer-Sensoren punktuelle omnidirektionale Geschwindigkeitsmessungen nahe der menschlichen Probanden und des atmenden Thermischen Menschmodells gemacht. Das ATM wurde dabei mit einer Atemfrequenz $f_{ATM} = 17,5 \text{ min}^{-1}$ und einem resultierenden Volumenstrom von $8,61 \text{ L/min}$ betrieben. Der Querschnitt der Mundöffnung betrug $1,20 \text{ cm}^2$. Für die Nasenöffnung ergab sich eine Fläche von $0,70 \text{ cm}^2$. Abbildung 2.12 zeigt die Winkel der Ausblasrichtung durch Nasen und Mund des Dummies und den erzeugten Volumenstrom durch das Atem-Simulationssystem. Die maximale Geschwindigkeit der ausgeatmeten Luft beträgt $3,7 \text{ m/s}$ bei einer Temperatur von ca. 26°C . Der Atem-Volumenstrom wurde durch zwei Mikro-Ventilatoren im Kopf des Thermodummies erzeugt, deren Drehzahl über die Stromstärke geregelt und mit der Software Lab VIEW gesteuert wurden.

Kwon u. a. [21] untersuchten in ihrer Arbeit die Ausbreitungsgeschwindigkeit der menschlichen

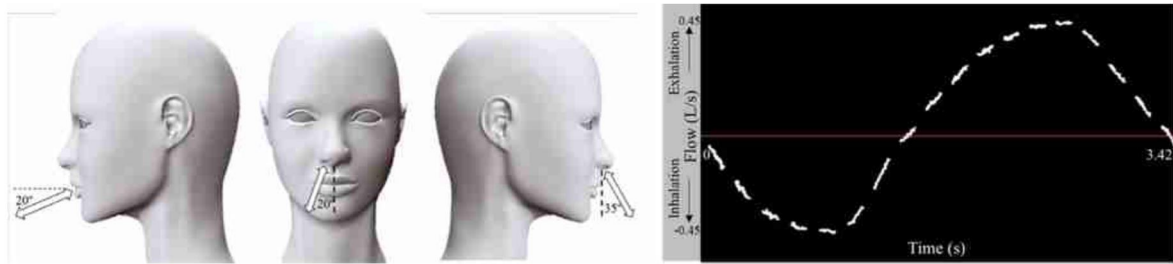


Abbildung 2.12: Ausblasrichtung durch Nasen und Mund des atmenden Thermischen Menschmodells und der dabei erzeugte Atem-Volumenstrom nach [7].

Atemluft beim Husten und Sprechen mittels PIV Messungen. Als Seeding Partikel wurde Olivenöl in der Messkammer zerstäubt, in welcher der Laserlichtschnitt für die PIV-Messung aufgespannt war. Das resultierende Strömungsfeld von 26 Probanden wurde gemessen. Der Abstand zwischen den einzelnen Momentaufnahmen lag bei 70 ms. Die Probanden husteten bzw. sprachen durch eine Öffnung. Die resultierenden Strömungsgeschwindigkeiten beim Husten lag für Männer im Durchschnitt etwa bei 15 m/s und bei Frauen bei 10 m/s. Beim Sprechen lag sie für die Männer ebenfalls höher mit etwa 4 m/s im Vergleich zu 2,2 m/s. Berlanga u. a. [4] untersuchten mittels zeitlich aufgelöster „TR-PIV“ Aufnahmen, wie sich die Atemströmung beim Ausatmen durch den Mund zwischen einem realistischen 3D Modell der inneren Atemwege und einem vereinfachten Modell verhält.

In der Arbeit von Vianello u. a. [45] wurde mit einem ATM die Inhalation von Mikroplastik in die menschliche Lunge gemessen. Dazu wurden spezielle Filter in dem Atem-Simulationssystem eingebaut, welche die Partikel in der Größe einiger Mikrometer aus der Atemluft filtern. Die Porengröße der Filtermembran betrug 0,8 μm . Das System bestand aus einem Elektromotor und zwei Zylindern die mit $f_{ATM} = 14,26 \text{ min}^{-1}$ und einem MV von 0,82 L betrieben wurden. Diese wurde gewählt, um die Atem-Parameter eines männlichen Probanden zu simulieren. Der experimentellen Aufbau ist in der Abbildung in Anhang C dargestellt.

Zhang, Yin und Wang [50] nutzen sowohl TM als auch VTM um die Ausbreitung der ausgeatmeten Luft eines Menschen bei unterschiedlicher Haltung des Kopfes zu untersuchen. So wurde die Ausbreitung und Verschmutzung der Raumluft durch die menschliche Exhalation durch Mund und Nase für MV von 6, 14, 4, 28, 8 und 43, 2 L untersucht und ein Infektionsrisiko für Menschen in der direkten Umgebung abgeschätzt. Für ein MV von 14, 4 L trug die thermische Grenzschicht (thermal plume), welche mit einer Dicke von etwa 0,15 – 0,2 cm angegeben wurde, noch dazu bei, die Ausbreitung von infektiösen Aerosolen zu verringern.

Li, Inthavong und Tu [22] führten numerische Untersuchungen zur Inhalation von Partikeln in Innenräumen durch den Menschen und deren Verteilung in den Nasenhöhlen durch. Vor allem die Einflüsse der Gesichtskontur um Mund und Nase auf die Partikelwege und resultierenden Wirbel waren von Interesse und wurden mit einem vereinfachten geometrischen Modell verglichen. Das detailliertere geometrische Modell erzeugte dabei komplexere Partikelwege, vor allem zu Beginn der Nasenhöhle. Weiter in Richtung des Rachens glichen sich die Ergebnisse für das komplexe und das vereinfachte geometrische Modelle wieder an. Untersuchungen des

Einfluss der Geometrie von VTM auf die Strömung in der Atem-Zone eines ATM wurden auch in der Arbeit von Ivanov und Mijorski [19] durchgeführt. In einer weiteren Arbeit untersucht Ivanov und Mijorski auch die Wechselwirkungen der Atemströmung mit dem thermal plume eines virtuellen ATM [18].

2.3.3 Messungen zur Krankheitsausbreitung über die menschliche Atmung und die Luft.

In Bericht des „National Air Transportation Center of Excellence for Research in the Intermodal Transport Environment“ wurden umfangreiche Untersuchungen zur Ausbreitung von Viren und anderen Krankheitserregern in Flugzeugkabinen angestellt [32]. Um genaue CFD Simulationen zur Ausbreitung der Krankheitserreger über die Atemluft eines infizierten Passagiers zu machen, wurde auch die Randbedingung der menschlichen Atmung untersucht. Dabei wurden die physikalischen Eigenschaften beim Atmen, Husten, und Reden untersucht. Beim Husten besteht eine hohe Infektionsgefahr, da die meisten Tröpfchen nach außen getragen werden und die Tröpfchengröße und somit Virenanzahl im Tropfen deutlich größer ist. Jedoch bietet die menschliche Atmung durch den dabei entstehenden permanenten Aerosol Ausstoß über einen langen Zeitraum (z.B. Interkontinentalflug) ebenfalls ein hohes Risiko. Aerosole sind kleinste Tröpfchenpartikel, welche von Menschen über die Atmung emittiert werden und sich, von der Raumluft getragen, über große Distanzen verbreiten können. Neueste Studien belegen, dass sich das neuartige COVID-19 Virus auch auf diese Art ausbreitet [35], was ein zukünftiges Interesse in die Forschung zur Ausbreitung von Viren über die Atemluft verstärken wird.

2.4 Versuchsumgebung: Generisches Zuglabor Göttingen

Als Versuchsumgebung für die experimentelle menschliche Atmung dient das Generische Zuglabor Göttingen (GZG), welches am DLR Standort Göttingen aufgebaut ist (siehe Abbildung 2.13). Dieses wurde im Rahmen des groß angelegten Forschungsprojektes „Next Generation Train“ (NGT) realisiert. Dieses Forschungsprojekt soll Entwicklungspotentiale für die Schienenfahrzeugindustrie aufzeigen und Technologien, welche aktuell bereits in der Luft- und Raumfahrtindustrie genutzt werden auch für den Schienenverkehr nutzbar machen. Dazu wurden drei verschiedene Zugkonfigurationen konzipiert, welche die verschiedenen Anforderungsbereiche abdecken sollen. Das Konzept sieht einen Hochgeschwindigkeits-Personenzug (NGT-HST), einen Hochgeschwindigkeits-Güterzug (NGT-Cargo) und einen Regionalzug (NGT-Link) vor, welche bisherige Zugmodelle in Sachen Geschwindigkeit, Komfort, und Energieeffizienz übertreffen sollen [48].

Um lange Zugreisen so angenehm wie möglich zu gestalten, gehört zu den Forschungsschwerpunkten auch der thermische Komfort der Passagiere. Das GZG bietet dazu alle notwendigen Parameter, um diesen genauer zu untersuchen und optimale klimatische Bedingungen bei möglichst geringem Energieverbrauch zu erreichen. Neben Messungen zur individuellen Sitzplatzbeheizung mittels Infrarot-Panelen wird vor allem die Effizienz und der Komfort verschiedener Belüftungskonzepte getestet. Dazu können alle notwendigen Parameter präzise eingestellt und überwacht werden. Dazu gehören die Temperaturen in der Zu- und Abluft und in der Kabine, der CO₂-Gehalt in der Zu- und Abluft und auf den einzelnen Sitzplätzen



Abbildung 2.13: Aufnahme des Fahrgastraumes des Generischen Zuglabors Göttingen. Belegung der Sitzplätze mit Thermischen Menschmodellen im Fall „dünn“.

(siehe Abbildung 2.14) und der Volumenstrom in der Zuluftleitung. Dies ermöglicht eine Klimaanlage, die Zulufttemperaturen zwischen 10 und 50 °C und Volumenströme bis zu 300 l/s ermöglicht. Dieser kann über verschiedene Rohrsysteme, wie sie beispielsweise in Abbildung 2.13 an der Decke zu sehen sind, individuell auf die Sitzplätze verteilt werden, um verschiedene Belüftungs-Konzepte zu erproben. So können Belüftungskonzepte wie die „Cabin Displacement Ventilation“ (CDV), die „Rieseldecken-Belüftung“ oder eine Mischform aus diesen beiden Varianten untersucht werden. Bei der Rieseldeckenbelüftung „rieselt“ die kühlere Frischluft durch, über den Köpfen der Passagiere angebrachte Panele (siehe Abb. 2.13), gleichmäßig in das Zugabteil.

Die CDV zeichnet sich dadurch aus, dass die kalte Frischluft über spezielle Luftsäcke mit sehr dichter Membran homogen unterhalb der Sitzplätze eingebracht wird und sich von dort im Abteil ausbreitet. Durch die thermische Last der Passagiere bzw. TM wird die Luft erwärmt und steigt an den Personen auf und über den Kopf in Richtung der Luftauslässe, welche über den Köpfen der Passagiere angebracht sind, wie in Abbildung 2.15 (a) gut zu erkennen ist. Dieser „thermal plume“ wurde bereits bei Messung Strömungsmessungen mittels zweidimensionaler Zwei-Komponenten (2C2D) PIV-Messung untersucht und ist in Abbildung 2.15 (b) ohne den Einfluss der Heizleistung der Thermodummies und in Anhang A für vier verschiedene Heizleistungen von 60 bis 105 Watt abgebildet.

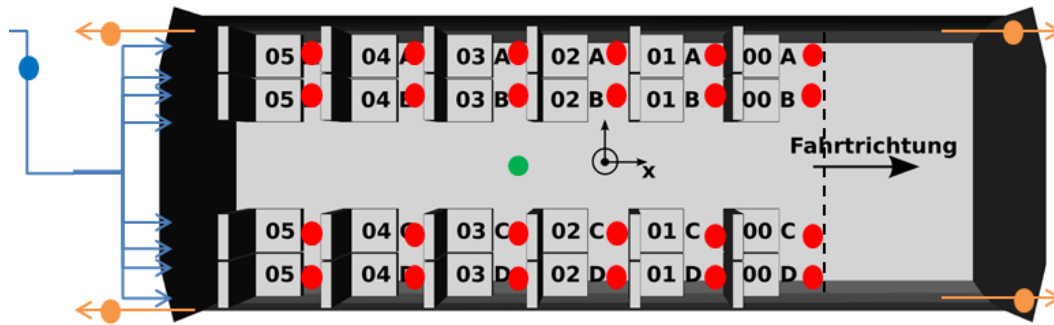


Abbildung 2.14: Modellhafte Darstellung des GZG am Standort Göttingen [36]. Die gestrichelte Linie stellt eine Wand dar, welche den Fahrgastraum abtrennt zu den Messinstrumenten. Die roten Punkte markieren die Positionen der CO₂-Sensoren an den Rückenlehnen der Vordersitze. In den Zuluftleitungen (blau) und den Abluftleitungen (orange) sind ebenfalls Sensoren für Temperatur, CO₂-Gehalt und Volumenstrom installiert [36].

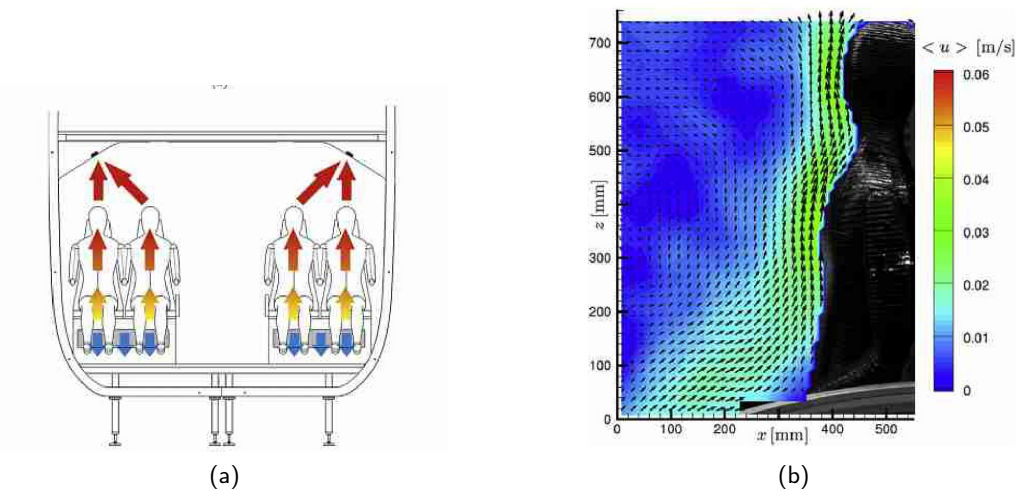


Abbildung 2.15: Vereinfachte Darstellung der Kabinenströmung der CDV (a) und resultierendes mittels PIV gemessenes gemitteltetes Strömungsfeld bei einem sitzenden TM ohne aktive Heizleistung $P_{TM} = 0 \text{ W}$ im GZG (b) [37].

2.5 Zusammenfassung: Grundlagen und Literaturrecherche

Zusammenfassend ist zu sagen, dass bereits einige Messungen zur Atemströmung des Menschen durchgeführt wurden um die Atemströmung durch Mund und Nase zu charakterisieren. Diese gilt es möglichst genau nachzubilden, wenn man ein Thermisches Menschmodell mit einem Atemsimulationssystem ausrüsten möchte um Beispielsweise Luftströmungen in Räumen und Fahrgastkabinen simulieren zu können oder die Übertragung von Krankheitserregern wie zum Beispiel dem neuartigen COVID-19 Virus über die Atemluft untersuchen möchte. Sowohl

VTM als auch TM mit Atemfunktion sind seit gut zwei Jahrzehnten im Einsatz. Vorallem die experimentellen ATM unterscheiden sich jedoch teilweise stark im Aufbau und der Simulation der menschlichen Atmung und somit auch in den gewonnenen Messergebnissen. Hier können eingeführte Standards in Zukunft für bessere Vergleichbarkeit sorgen. Für den Anwendungsfall zum Einsatz in Flugzeugkabinen und Zugkabinen (z.B. GZG) ist neben der präzisen Simulation der Atmung die Größe und Portabilität entscheidend und soll beim nachfolgenden Entwurf eines ATM Beachtung finden.

3 Durchführung der eigenen Arbeiten

3.1 Voruntersuchungen zur CO₂ Verteilung

Das CO₂ zur Simulation der menschlichen Ausatmung wird in Gasflaschen verschiedener Größe unter Druck gelagert und vertrieben. Der verfügbare Platz im Zug-Modell GZG ist begrenzt, weshalb sich im ersten Teil der Arbeit zunächst die Frage nach einer Dosier- und Verteileinheit für alle 24 Sitzplätze im generischen Zugabteil ergibt. Die Rate des eingebrachten CO₂ auf jedem Sitzplatz der mittleren CO₂-Abgabe von realen Fahrgästen entsprechen. Zusätzlich soll die Gleichverteilung auf die Positionen der Fahrgäste passiv erfolgen, also ohne individuelles Regeln durch einzelne Ventile für jeden Sitzplatz, da dies zu teuer und aufwändig wäre.

3.1.1 CO₂ Zuführung

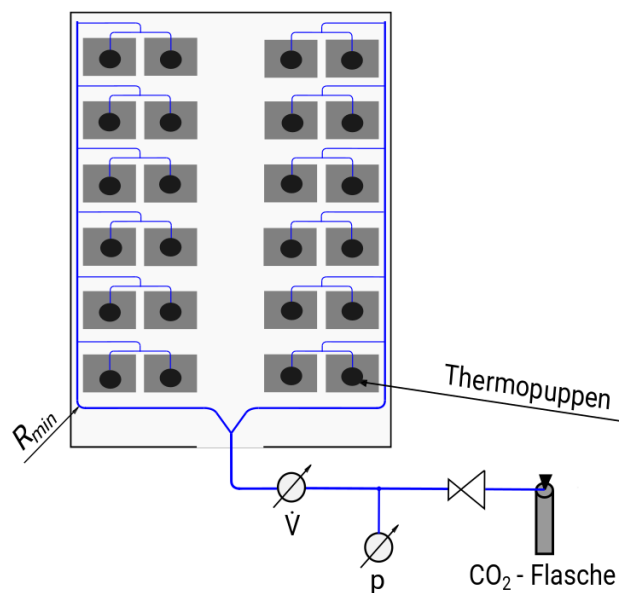


Abbildung 3.1: Versuchsaufbau GZG, Zuführung des CO₂ Gases, Dosierung mittels Volumenstrommessgerät und gleichmäßige Verteilung auf alle Sitzplätze.

Nach Tabelle 2.1 ergibt sich für einen durchschnittlichen Erwachsenen mit einem AZV von 0,55 L unter Ruheatmung mit einer Atemfrequenz von 12,5 min⁻¹ ein CO₂-Volumenstrom von etwa 0,28 l/min was auch im Bereich der Werte von Oczenski, Andel und Werba [30] liegt. Über ein Volumenstrommessgerät wird der notwendige Volumenstrom \dot{V}_{CO_2} eingestellt, welcher aus der Gasflasche ausströmt, und sich aufgrund der verwendeten Leitungsquerschnitte gleichmäßig auf alle Sitzplätze verteilt. An den Enden wurde jeweils ein Kapillarrohr angeklebt, welches einen hundertfachen Strömungswiderstand im Vergleich zur Zuleitung besitzt. Die Berechnung des Widerstandes erfolgt für laminare stationäre Strömungen eines newton-

schen Fluids mit einer dyn. Viskosität η_{CO_2} in glatten Rohren mit Radius r und der Länge l nach dem Gesetz von Hagen-Poiseuille nach [3] :

$$\dot{V}_{CO_2} = \frac{\pi \cdot r^4}{8 \cdot \eta_{CO_2}} \frac{\Delta p}{l} \quad (3.1)$$

Für den vorliegenden Anwendungsfall soll der Strömungswiderstand, also der Druckverlust Δp im Kapillarrohr ($\phi = 0,18 \text{ mm}$, $l = 40 \text{ mm}$) deutlich größer sein, als in der Zuleitung. Bei einem Volumenstrom von $\dot{V} = 0,28 \text{ l/min}$ CO_2 bei Raumtemperatur und 1 bar Druck mit $\eta_{CO_2} = 14,69 \cdot 10^{-6} \text{ Pa s}$ [42] ergibt sich nach Gleichung 3.1 ein Druckverlust $\Delta p = 1,06 \text{ bar}$. Abbildung 3.1 zeigt den Aufbau des Versuchsaufbaus (GZG) am DLR in Göttingen. Da die Zuleitungen (blau) zu den hinteren Sitzplätzen (grau) länger sind, als zu den vorderen, soll der zusätzliche Druckverlust abgeschätzt werden.

Ein minimal zulässiger Verlegeradius wurde ebenfalls für die verwendeten Zuleitungen überprüft. Vom Hersteller der Schläuche wird ein minimaler Verlegeradius vom Zehnfachen des Außendurchmessers angegeben, welcher beim Verlegen nicht unterschritten wird. Durch Krümmungen im Rohr entstehen in der Zuleitung zusätzliche Druckverluste aufgrund der entstehenden Ablösungsgebiete und durch die Fliehkraft induzierte Sekundärströmung. Diese Druckverluste werden aus ingenieurtechnischer Betrachtung abgeschätzt, für den minimal zulässigen Biegeradius $R_{S,min} = 10 \cdot D_a$. Der Druckverlust durch die Richtungsänderung der Strömung wird auf die mittlere Strömungsgeschwindigkeit \bar{w} im geraden Rohrstück bezogen und ergibt sich somit aus [5]:

$$\Delta p_v = \zeta \cdot \frac{\rho}{2} \cdot \bar{w}^2 \quad (3.2)$$

ρ ist die Dichte des verwendeten Mediums und ζ der Druckverlustbeiwert der sich mit der Form, Krümmung und Rauheit der Rohrwand ändert. Die abgeschätzten Druckverluste in der Zuleitung bei minimal zulässigem Biegeradius $R_{S,min}$ waren jedoch im Bereich von ein bis zwei Zehnerpotenzen geringer als auf Grund der Wandreibung im gerade Schlauch/Rohr und somit vernachlässigbar klein.

3.1.2 Überprüfung des Ausströmverhaltens der Kapillardüsen

Die Kapillarrohrdüsen für die 24 Sitzplätze sind aus zwei Schläuchen aus Polyurethan (PUR) mit unterschiedlichem Durchmesser geklebt in deren Mitte das Kapillarrohr eingeklebt ist. Nur so kann eine dichte Verbindung mit dem benötigten Außendurchmesser von 4 mm, zum Anschluss an die Steckverbinder erreicht werden. Mittels des Volumenstrommessgerätes vom Typ „Bürkert 8701“ [6] kann zwar die erforderliche Menge CO_2 für die entsprechende Anzahl an belegten Sitzplätzen eingestellt werden, für eine Überprüfung des Volumenstromes \dot{V}_{CO_2} für einen Sitzplatz ist der Messbereich des Volumenstrommessgerätes jedoch nicht geeignet, da erst ab einem Volumenstrom von etwa 0,8 l/min zuverlässige Messwerte ausgegeben werden (siehe auch Abbildung 4.3). Aus diesem Grund wird die Dichtigkeit der geklebten Kapillarrohrdüsen und eine gleichmäßige CO_2 -Ausströmung über alle Kapillarrohrdüsen experimentell überprüft, wie in Abbildung 3.2 und Abbildung 3.3 zu sehen ist.

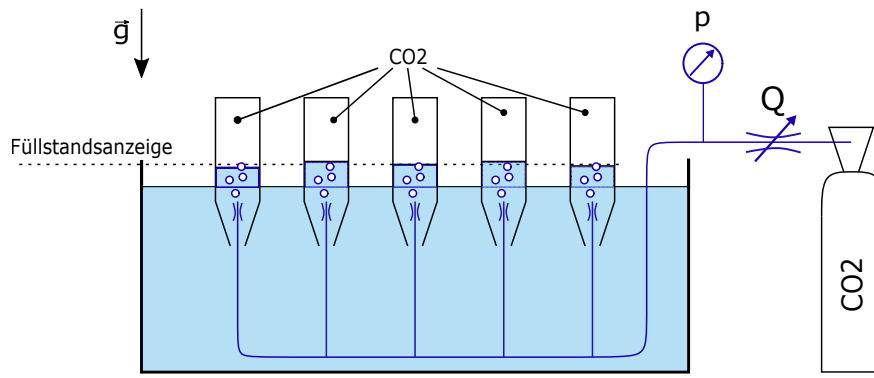


Abbildung 3.2: Skizze des Teststandes zur Überprüfung des Ausströmrates der Kapillardüsen.

Dazu werden mit Wasser gefüllte Wasserflaschen mit der Öffnung nach unten in einem mit Wasser gefüllten Aquarium befestigt. Anschließend werden die Kapillarrohrdüsen an der CO₂-Flasche angeschlossen und von unten in der Flaschenöffnung befestigt, wie man in Abbildung 3.3 erkennen kann. Es werden jeweils fünf Düsen gleichzeitig angeschlossen und deren Ausströmrates miteinander verglichen. Der zuvor berechnete Volumenstrom für die menschliche CO₂-Produktion bei der Atmung, wird mittels Messgerät und Drosselventil für alle fünf Düsen eingestellt (siehe Abbildung 3.2) und das Gas strömt von unten in die Flaschen. Aufgrund der geringeren Dichte sammelt es sich nun oben am Flaschenboden und verdrängt das Wasser aus der Flasche. Eine Markierung für ein Füllvolumen von 0,5 Litern macht den Vergleich einer gleichbleibenden Ausströmung über alle Kapillarrohre möglich. Fehlerhafte oder undichte Kapillarrohrdüsen werden somit gleich erkannt und aussortiert. Ebenfalls wird der Einfluss einer unterschiedlich langen Zuleitung experimentell überprüft, indem zwischen der letzten Düse ein Rohrstück mit 5 mm Innendurchmesser und 8 m Länge eingebracht wird. Ein Einfluss dieser zusätzlichen Zuleitungslänge auf die Ausströmmenge in die Flaschen durch die Kapillarrohrdüsen ist dabei so gering, dass er mit dieser Methode nicht zu erfassen war. Ein exakter Volumenstrom konnte mit diesem Verfahren jedoch nicht bestimmt werden, da das CO₂ im Wasser löslich ist. Ein geringer Teil des CO₂ löst sich beim Aufsteigen in der Flasche, bei gleicher Aufstiegsdauer und annähernd gleichem Durchmesser und Druck in den CO₂-Blasen, wird dieser Anteil als gleichbleibend über die Flaschen angenommen. Entscheidend für die Erstellung der Kapillarrohrdüsen war ein genaues Abschneiden der Kapillarrohre und eine sorgfältige Verklebung der Komponenten.

Um die Kapillarrohrdüsen nun an die thermischen Menschmodelle anzubringen wurden generische Nasen mittels 3D-Druck gefertigt (siehe Abbildung 3.3 (b)). Die Düsen wurden in einem Ausströmwinkel platziert, wie er in der Arbeit von Gupta, Lin und Chen für 25 Probanden im Mittel gemessen wurde.

3.2 Auswahl geeigneter Komponenten

Wie in Kapitel 2.3 bereits beschrieben wurde, gibt es bereits experimentelle technische Umsetzungen der menschlichen Atmung. Diese werden nun analysiert und mögliche positive Aspekte

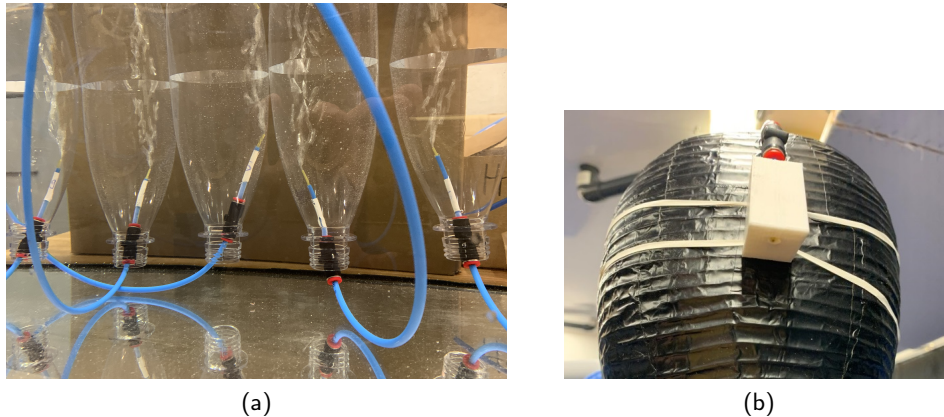


Abbildung 3.3: CO₂ strömt aus den Kapillarrohren in die Wasserflaschen (a). Eine Markierung bei 0,5l Füllvolumen gibt Rückschluss auf die ausgeströmte Menge des Gases. Kapillarrohrdüsen werden mittels generischer Nase an den Thermischen Menschmodellen befestigt.

in eigene Konzepte übernommen. Zusätzlich werden in diesem Kapitel alle weiteren Bauteile, welche für eine technische Umsetzung notwendig sind, ausgewählt und detailliert beschrieben.

3.2.1 Technische Prinzipie

Nachdem in Kapitel 2.1 die Eigenschaften der menschlichen Atmung erfasst wurden, geht es nun darum, diese möglichst präzise nachzubilden. Dazu werden zunächst drei verschiedene Technische Prinzipie erstellt, die anschließend untereinander verglichen werden, um die Stärken und Schwächen herauszufinden und schließlich einen Favoriten oder eine Kombination aus den einzelnen Komponenten der Prinzipie zu wählen. Die Prinzipie lassen sich dabei grob in 3 Komponenten unterteilen:

1. Die technische Umsetzung der „Lungenflügel“, im folgenden Text Lungenkammern genannt. Darin wird die Luft analysiert und mit CO₂ angereichert, bevor sie wieder ausgeblasen wird.
2. Der Antrieb, er soll aufgrund der Laborbedingungen elektrisch erfolgen.
3. Das Getriebe, wobei die Wahl der kinematischen Führung hierbei ebenfalls beeinflusst wird.

Für das **Technische Prinzip 1** fällt die Auswahl für die Lungenkammer auf sogenannte Feder- oder Balgzylinder (vgl. Abbildung 3.4 (a)). Dieser besteht aus einem elastischen und luftdichten Material und weist eine Federsteifigkeit auf, welche den Zylinder nach der Verformung wieder in seine ursprüngliche Form zurück zieht bzw. drückt. Es gibt viele Formen, Größen, und Einsatzgebiete für Balgzylinder. Ein häufiges Einsatzgebiet sind Pneumatiksysteme, bei denen der Zylinder mit Druckluft beaufschlagt wird, und sich somit einen definierten Weg

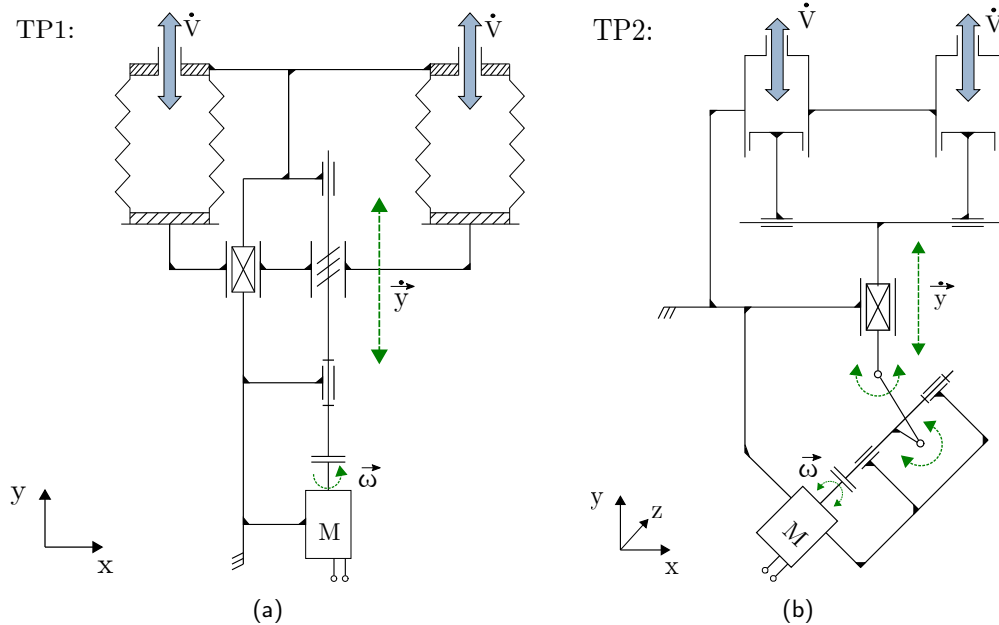


Abbildung 3.4: Prinzipskizzen der Technischen Prinzipie TP1 mit Balgzylinder & TP2 mit Pneumatikzylinder.

verformt um so eine lineare Bewegung umzusetzen. Diese Technik wird jedoch meist nur bei sehr großen Lasten eingesetzt, und so sind die produzierten Balgzylinder auch entsprechend groß und steif und eignen sich schlecht für den Einsatz als mechanische Lunge. Leichtere und kleinere Varianten dieser Balgzylinder finden sich als Schutzelemente zum Schutz von Hydraulikzylindern bei Maschinen in allen Größen, und werden hier als „Faltenbalg“ bezeichnet, welche in verschiedenen Längen und Durchmessern produziert werden [46].

Das Getriebe bildet eine Gewindespindel mit passender Gewindemutter. Hier gibt es eine Vielzahl an Varianten für unterschiedliche Belastungen und Steigungswinkel. Allgemein gilt, je geringer der Steigungswinkel desto geringer das benötigte Drehmoment. Allerdings erfordern geringere Steigungswinkel dementsprechend höhere Motordrehzahlen. Hier ist eine genaue Abstimmung zwischen Motor und Getriebe notwendig. Als Motor bietet ein Schrittmotor hier sowohl ein hohes Drehmoment, als auch eine Präzise Ansteuerung. Dies ermöglicht eine präzise Bewegung des Faltenbalgs um ein möglichst realistisches Atemprofil umzusetzen. Der Schrittmotor ist außerdem in der Lage schnell zwischen zwei Drehrichtungen zu wechseln, was bei dieser Art von Getriebe notwendig ist. Die Art der Führung ist bisher noch nicht genauer festgelegt, jedoch soll die Führung symmetrisch zwischen beiden Lungenkammern platziert werden, sodass die Kraft gleichmäßig verteilt wird und ein Verkanten der Führung verhindert wird. Dies hat auch den positiven Effekt, dass in einer Lungenkammer die Analyse der eingeatmeten Luft passieren kann, während in der anderen Kammer parallel dazu die CO₂-Dosierung stattfindet. Die beiden Lungenkammern sollen über einen Y-Krümmen verbunden werden.

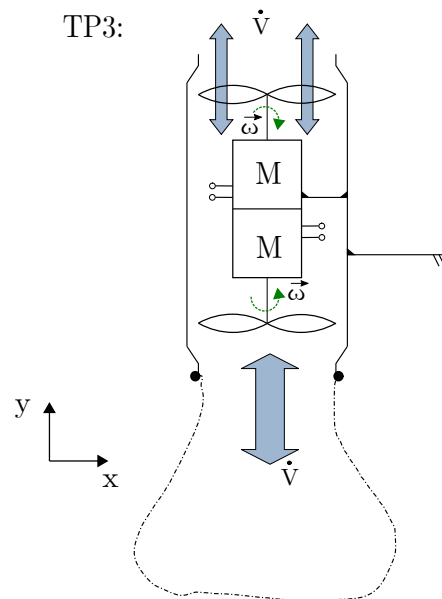


Abbildung 3.5: Prinzipskizze des dritten Technischen Prinzips

Das **Technische Prinzip 2** ist in Abbildung 3.4 (b) zu sehen. Hier wird das Prinzip aus der Arbeit von Martin Ivanov [24] aufgegriffen, welches bereits bei der Literaturrecherche genauer erläutert wurde. Als Lungenkammer soll ein Pneumatik-Zylinder zum Einsatz kommen, wie er zum Beispiel als Kolbenstangenzyylinder bei der Firma Festo zu finden ist [13]. Ebenso wie beim Technischen Prinzip 1 wird eine symmetrische Anordnung zweier Lungenkammern angestrebt.

Ein Schubkurbelgetriebe, wie es auch bei herkömmlichen Verbrennungsmotoren eingesetzt wird, übersetzt die Rotation des Motors in eine sinusförmig beschleunigte Linearbewegung in y-Richtung, was letztendlich in einem sinusförmigen Atemprofil durch die beiden Kolbenstangenzyylinder resultiert. In Abbildung 3.4 (b) sind beide Kolbenstangen über Loslager mit der Führung verbunden, dieses nimmt lediglich radiale aber keine axialen Kräfte auf. Somit ist das System nicht überbestimmt, und ein leichter Versatz zwischen den beiden Zylindern kann ausgeglichen werden. Eine Führung ist möglicherweise bei der Umsetzung nicht notwendig, da beide Kolben durch die Zylinderwand geführt sind. Dies liegt jedoch auch an der Auswahl der Kolbenstangenzyylinder und deren Toleranz zwischen Kolben und Zylinderwand. Eine gleichmäßige Kräfteverteilung ist hier ebenfalls wichtig, damit ein Verkanten des Kolben und hohe Reibkräfte zwischen Kolben und Zylinderwand vermieden werden.

Im **Technischen Prinzip 3** wird die zur simulierten Atmung notwendige Druckdifferenz zwischen Umgebung und Lungenkammer nicht durch mechanische Verformung sondern über zwei Ventilatoren erzeugt, welche in Reihe geschaltet sind, wie man in Abbildung 3.5 erkennen kann. Vorstellbar wäre dies zum Beispiel mittels zweier Radiallüfter welche hohe Differenzdrücke bei relativ kleiner Bauweise erzeugen können [8]. Einer der beiden Ventilatoren saugt Umgebungsluft an, bis das gewünschte Atemzugvolumen erreicht ist. Als Lungenkammer soll

ein verformbarer luftdichter Kunstsacks dienen (siehe gestrichelte Linie in Abbildung 3.5). Alternativ wäre auch eine Art Gummi-Ballon vorstellbar, welcher sich ausdehnt und wieder zusammenzieht, und somit die menschliche Lunge nachbildet. Der zweite Ventilator beginnt mit der Dekompression der Lungenkammer, sobald diese gefüllt ist, und die Analyse der eingeatmeten Luft abgeschlossen ist. Der Grund einen zweiten Ventilator zu verwenden ist, dass nicht gewartet werden muss, bis der erste Ventilator zum Stillstand gekommen ist, sondern direkt mit der Umkehr der Strömungsrichtung der Atemströmung begonnen werden kann. Somit kann das sinusförmige Atemprofil in Abbildung 2.3 erreicht werden. Ein Umpolen der Drehrichtung wird somit überflüssig, was die Auswahl des Lüfters und auch dessen Ansteuerung vereinfacht.

Um diese drei unterschiedlichen Prinzipien besser vergleichen zu können und einen Favoriten zu ermitteln, wird eine Vergleichstabelle erstellt (vgl. Tabelle 3.1), welche gewichtete Kriterien für das technische Prinzip zur Erfüllung der experimentellen menschlichen Atmung enthält. Die Prinzipien werden nach jedem Kriterium mit einer Punktzahl zwischen einem und drei Punkten bewertet, wobei drei Punkte bedeutet, dass das Kriterium sehr gut erfüllt wird und ein Punkt bedeutet, dass das Kriterium schlecht erfüllt wird oder deutlich schwerer erreicht werden kann. Die Bewertung erfolgt hinsichtlich der Kriterien: *Präzision der Einstellbaren Strömung*, *Unterbringung der Sensorik*, *geringes Residualvolumen*, *geringer Bauraum*, *hohe Variabilität hinsichtlich der einstellbaren Strömungsprofile*, *Besonderheiten des jeweiligen Prinzips*.

Die Bewertung erfolgt dabei jedoch rein subjektiv aus eigenen Erfahrungswerten, welche bisher in Praktika und Abschlussarbeiten gesammelt werden konnten. Da es sich bei dem experimentellen Atemsystem um die Entwicklung eines Prototypen handelt, gibt es keine direkten Vergleichswerte, die für eine objektive Bewertung herangezogen werden können. Diese Punktzahl pro Kriterium wird mit der Gewichtung des Kriteriums multipliziert und die Gesamtsumme je Prinzip ergibt eine Gesamtbewertung. Das Prinzip mit der höchsten Gesamtbewertung wird anschließend umgesetzt.

Tabelle 3.1: Vergleichstabelle zur Bewertung und zum Vergleich der Technischen Prinzipien TP 1, TP 2 & TP 3.

Kriterien:	Gewichtung:	TP 1:	TP 2:	TP 3:
Präzision	0,3	3	3	1
Sensorik	0,2	2	2	2
Residualvolumen	0,15	1	3	3
Bauraum	0,15	2	1	3
Variabilität	0,1	3	1	3
Bewertung:		2,05	2,0	1,9

Präzision: Die wichtigste Eigenschaft des zu entwickelnden Atemsystems ist eine möglichst präzise Nachahmung der menschlichen Atmung. Die ersten beiden Prinzipien werden klar favorisiert, da die mechanische Bewegung sehr genau gesteuert werden kann und somit einhergehend auch der ein- und ausströmende Volumenstrom. Im technischen Prinzip 3 muss die Strömungsgeschwindigkeit über die Drehzahl angepasst werden. Dies erfordert eine sehr

genaue und schnelle Regelung der Drehzahl, und somit wird TP 3 in dieser Kategorie nur ein Punkt gegeben.

Die Positionierung der *Sensorik* ist ebenfalls ein Hauptargument für die Wahl des technischen Prinzips und bekommt deshalb die zweithöchste Gewichtung (siehe Tabelle 3.1). Die Sensoren sollten dabei innerhalb der Atemkammer liegen, an einer Position an der die gesamte Luft vorbei strömt, bzw. eine gute Durchmischung stattfindet um einen repräsentativen Messwert zu generieren. Im TP 2 ließe sich dies durch Bohrungen im Zylinderkopf umsetzen, bei den Prinzipien 1 und 3 können spezielle 3D-Druck Teile die Sensoren am Luftein- bzw. Auslass aufnehmen (mehr dazu in Kapitel 3.2.5).

In Kapitel 2.1 wird das *Residualvolumen*, also die Luftmenge die nach der maximalen Exhalation in der Lungenkammer gesogen wurde und der bereits vorhandenen älteren Luft aus dem Residualvolumen. Folglich ist es für die experimentelle Atmung wichtig, das Residualvolumen so klein wie möglich zu halten, um auch die tatsächlich inhalierte Luft zu analysieren und nicht die Luft aus dem Residualvolumen. Im TP 2 ist das Residualvolumen als gering einzuschätzen, da der Kolben die Luft komplett aus dem Zylinder drückt, bis auf einen kleinen Teil welcher durch die Sensoren im Deckel vereinnahmt ist. Der Kunststoff sack, der die Lungenkammer im TP 3 darstellt kann bei der Exhalation ebenfalls leer gesaugt werden da er sich beliebig verformen kann und bietet so quasi kein Residualvolumen. Der Faltenbalg im TP 3 weist das größte Residualvolumen auf, da er nur bis zu einem festen Punkt zusammengedrückt werden. Sobald alle Falten des Balgzylinders übereinander gefaltet liegen ist das minimale Volumen erreicht. Das Residualvolumen korreliert somit mit dem Gesamtvolumen des Faltenbalgs und sorgt für die niedrigste Bewertung für TP 1 in dieser Kategorie.

Den *Bauraum* vor der Fertigstellung der Konstruktion der einzelnen Prinzipie abzuschätzen ist schwierig, da die konstruktive Umsetzung viele Freiheiten birgt. Da jedoch der Platz für das Atemsystem im GZG begrenzt ist, soll eine Abschätzung anhand der Art des Antriebes bzw. Getriebes erfolgen. Das TP 3 bekommt die beste Bewertung, da es sehr kompakte Lüfter mit ausreichend großen Fördermengen gibt [7, 8].

Die *Variabilität* hinsichtlich Atemzugvolumen ist bei den Prinzipien 1 & 3 am größten. Hier wird der Verfahrensweg des Motors angepasst, bzw. ein größerer Luftsack angebracht bei dem TP 3. Beim TP 2 muss der Hebelarm an der Kurbel verlängert werden, um einen größeren Kolbenhub zu erzeugen. Jedoch verändern sich damit auch das notwendige Antriebsmoment und die Motorparameter müssten komplett neu eingestellt werden. Deshalb gibt es hier lediglich einen Bewertungspunkt für TP 1.

Wie Tabelle 3.1 zeigt, sind alle drei Prinzipie etwa gleichauf in ihrer Punktzahl und wären alle umsetzbar bzw. wurden bereits so umgesetzt. TP 3 schneidet hinsichtlich der präzisen Steuerung des Atemvolumenstroms schlechter ab und fällt deshalb aus der Auswahl. Bei TP 2 wäre die Steuerung des Motors deutlich einfacher als bei TP 1, da hier die Steuerung für den Schrittmotor programmiert werden muss. Der Reibwert zwischen Kolben und Zylinderwand kann jedoch bei hohen Geschwindigkeiten problematisch werden. Eine Anfrage beim Hersteller Festo [13] konnte die Frage nach auftretenden Reibkräften zwischen Zylinderwand und Kolben nicht klären. Somit siegt am Ende das TP 1 da im verformbaren Zylinderbalg quasi keine Reibkräfte auftreten, lediglich an der Spindel, dort sind sie jedoch leicht berechenbar. Das Residualvolumen fällt zwar hier negativ ins Gewicht, wird aber bei allen drei Prinzipien gegeben

sein durch Verbindungsschläuche zwischen Atemsystem und Gesichtsmimik.

3.2.2 Motor- und Getriebeauslegung

Nachdem nun die Wahl für das TP 1 fest steht, kann mit der Auswahl der passenden Komponenten begonnen werden. Um den Atem-Volumenstrom zu erzeugen, benötigt es den geeigneten Motor und das dazu passende Getriebe. Mit Hilfe einer ersten Abschätzung der auftretenden Kräfte und Momente (vgl. Abbildung 3.6) wird das notwendige maximale Drehmoment des Motors M_{max} bei maximaler Winkelgeschwindigkeit $\vec{\omega}$ berechnet.

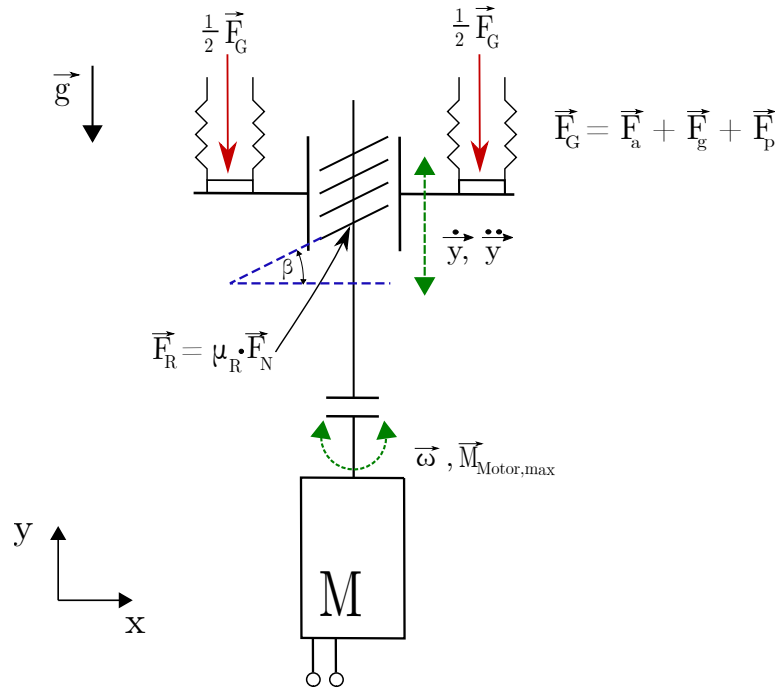


Abbildung 3.6: Vereinfachte Prinzipskizze des TP 1 zur Berechnung der notwendigen Gewindesteigung β und des notwendigen Motorleistung M_{max} durch auftretende Kräfte und Momente.

In der vereinfachten Prinzipskizze in Abbildung 3.6 wurden alle notwendigen Kräfte eingetragen. Die Kräfte, welche in den Lagern und der Führung entstehen, werden als vernachlässigbar Klein angenommen, weshalb diese Elemente zur Vereinfachung in der Skizze (Abbildung 3.6) weggelassen wurden. Hier sollen Wälz- und Gleitlager zum Einsatz kommen, welche sehr niedrige Reibungskoeffizienten besitzen und somit in dieser groben Abschätzung vernachlässigt werden. Lediglich die Reibung F_R zwischen Spindel und Spindel-Mutter wird überschlägig berechnet (siehe Abbildung 3.7).

Folgenden Kräfte werden abgeschätzt: die Trägheitskraft F_a beim Beschleunigen und Abbremsen des Balgzylinders entgegen der Bewegungsrichtung \vec{y} inklusive der Befestigungselemente mit der Masse m . Da die genaue Konstruktion der Bauteile für die experimentelle Atmung

noch nicht feststeht, wird die Masse mit einem Gewicht von $m = 1 \text{ kg}$ überschlägig abgeschätzt. Die Gewichtskraft F_g welche quasi konstant ist und die Druckkraft F_p , welche durch die Wandreibung der Strömung im Schlauch, zwischen Lungenkammern und Nase, mit Radius r_s und der Querschnittsfläche A_S entsteht. Der auftretende Differenzdruck wird, wie bereits in Kapitel 3.1.1 durch die Gleichung nach Hagen-Poiseuille approximiert (vgl. Gleichung 3.1). Zusammengefasst ergibt sich somit:

$$\vec{F}_a = m \cdot \vec{a} = m \cdot \ddot{\vec{y}} \quad (3.3)$$

$$\vec{F}_g = m \cdot \vec{g} = m \cdot g \cdot \vec{e}_y \quad (3.4)$$

$$\vec{F}_p = \Delta p \cdot A_S \cdot \vec{e}_y = \frac{\dot{V} \cdot 8 \cdot \eta \cdot l}{\pi \cdot r_s^4} \cdot A_S \cdot \vec{e}_y = \frac{\dot{V} \cdot 8 \cdot \eta \cdot l}{r_s^2} \cdot \vec{e}_y \quad (3.5)$$

$$(3.6)$$

Zur Vereinfachung wurden diese Kräfte als überschlägige Gesamtkraft F_G in Betrag und Richtung zusammengefasst. Diese wird bei der Exhalation maximal, also wenn der Balgzylinder entgegen der Gravitation \vec{g} beschleunigt wird. Der Innenradius r_s des Schlauchs zwischen Lungenkammer und Gesichtsmimik sei 5,5 mm und seine Länge 1,5 m. Es soll ein maximaler Volumenstrom trockener Luft von 2 l/s mit einer dynamischen Viskosität $\eta_{Luft} = 18,21 \cdot 10^{-6} \text{ Pa} \cdot \text{s}$ [42] angenommen werden. Die Masse m der Führung, und Befestigungselemente des Zylinderbalgs sollen maximal mit $a = 1 \text{ m/s}^2$ beschleunigt werden, was ausreichend ist um den notwendigen Verfahrensweg des Zylinders innerhalb der Dauer einer Exhalation (vgl. Abbildung 2.3) zu realisieren. Für F_G ergibt sich somit:

$$\vec{F}_G = \vec{F}_a + \vec{F}_g + \vec{F}_p \quad (3.7)$$

$$\vec{F}_G = 1 \text{ N} + 9,81 \text{ N} + 0,014 \text{ N} \approx 11 \text{ N} \quad (3.8)$$

Diese erste Abschätzung der entstehenden Kräfte fällt äußerst niedrig aus, da die Strömungsmechanischen Eigenschaften des Systems nur grob für den Verbindungsschlauch abgeschätzt werden konnten, nicht aber innerhalb des verformbaren Balgzylinders. Um diese Fehler auszugleichen wird diese errechnete Gesamtkraft F_G mit einem Sicherheitsfaktor $s_F = 3$ multipliziert sodass eine sicherheitsbehaftete Gesamtkraft $F_{G,s} = 33 \text{ N}$ angenommen wird, welche bei der Relativbewegung zwischen Spindel und Spindelmutter vom Motor überwunden werden muss. Dies kann anschaulich mittels eines Steigungsdreiecks für den Fall des Anhebens einer Last dargestellt werden (vgl. Abbildung 3.7).

Das Moment $M_{G,R}$, welches vom Motor überwunden werden muss ergibt sich aus der Kraft am Umfang F_U und dem Flankenradius r_F , welcher dem halben Flankendurchmesser d_F des Gewindes des Spindel entspricht. Zur Berechnung wird hier nun lediglich der kritischere Lastfall beim Heben der Spindel, also der Exhalation der experimentellen Atmung, betrachtet. Alle notwendigen Angaben für die Berechnung für die Kombination aus Steilgewindespindel DST-LS-10X25-R-500-ES [17] und Spindelmutter DST-JFRM-252525DS10X25 [16] werden vom Hersteller angegeben. Da ein Schrittmotor als Antrieb verwendet werden soll, welcher das

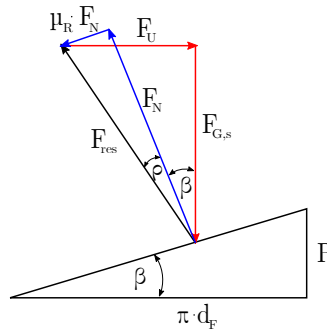


Abbildung 3.7: Schematische Darstellung der angreifenden Kräfte beim Heben einer Last $F_{G,s}$ durch die Spindel mit Hilfe des Steigungsdrecks mit Steigungswinkel β größer dem Reibwinkel ρ .

höchste Drehmoment bei niedrigeren Drehzahlen aufweisen (siehe Anhang D (b)), wird hier eine sogenannte „Steilgewinde-Spindel“ mit großem Steigungswinkel gewählt, sodass wenige Umdrehungen ausreichen, um die notwendige Verformung des Zylinderbalgs zu erreichen. Die Steigung der ausgewählten Spindel beträgt $P = 25 \text{ mm}$ bei einem Steigungswinkel von $\beta = 38,51^\circ$ und einem Reibkoeffizienten μ_R , welcher vom Hersteller zwischen 0,06 und 0,18 angegeben wird und soll hier nur grob mit 0,1 abgeschätzt werden.

$$M_{G,R} = F_{G,s} \cdot \tan(\beta + \rho) \cdot r_F \quad (3.9)$$

$$\beta = \arctan\left(\frac{P}{\pi \cdot d_F}\right) \quad (3.10)$$

$$\rho = \arctan(\mu_R) \quad (3.11)$$

$$M_{Motor,max} > M_{G,R} \approx 0,16 \text{ Nm} \quad (3.12)$$

Der verwendete Schrittmotor muss also ein maximales Drehmoment $M_{Motor,max}$ für das Beschleunigen des Zylinderbalgs, welches mit einer Gesamtkraft $F_{G,s}$ am Flankenradius r_F wirkt, von über 0,16 Nm besitzen. Da die experimentelle Atmung jedoch auch schnellere Atemprofile oder beispielsweise ein Niesen oder Husten simulieren können soll, wird ein Motor ausgewählt, der ein deutlich größeres Drehmoment besitzt.

Als passender Motor wurde der PD4-C6018L4204 Schrittmotor der Firma Nanotec gewählt (siehe Anhang D (b)), da er mit einem maximalen Drehmoment von 3,5 Nm ausreichend dimensioniert ist und zusätzlich über eine programmierbare Motorsteuerung mit „closed loop“ Regelung verfügt, sodass der Notwendige Phasenstrom des Motors immer passend zum notwendigen Drehmoment angepasst wird. Dies verhindert Schrittverluste und beugt zugleich dem Überhitzen des Motors vor [27].

3.2.3 Mobiles Messsystem und Sensorik für die experimentelle Atmung

Nach dem nun der Motor und das Antriebsprinzip ausgewählt sind, soll nun kurz auf die verwendete Sensorik zur Analyse der Atemluft eingegangen werden. Diese basiert auf dem

mobilen Messsystem, welches im Rahmen einer Bachelorarbeit [23] am DLR entwickelt wurde und seitdem häufig verwendet und weiterentwickelt wird. Die Kommunikation mit den Sensoren erfolgt über das Inter-Integrated Circuit Protokoll (I²C) und die Steuerung übernimmt dabei ein Computer. Da das ganze mobil einsetzbar sein soll ist dies zumeist ein Raspberry Pi (RPI). Eine detaillierter Beschreibung folgt in Kapitel 3.3.1. Folgende Sensoren sollen im Atemsimulationssystem zum Einsatz kommen:

CO₂-Sensor: SCD30



Abbildung 3.8: Abbildung des CO₂-Sensors SCD30 von SENSIRION [39].

- NDIR CO₂ sensor technology
- vollständig kalibriert und linearisiert
- Messbereich von 400 bis 10.000 ppm
- Genauigkeit: $\pm(30 \text{ ppm} + 3 \%)$
- geringer Stromverbrauch
- Ansteuerung über I²C-Protokoll

Volumenstrommesser: SFM3000

Als Volumenstrommessgerät für die simulierte experimentelle Atmung von Passagieren kommt ebenfalls ein Messsystem der Firma SENSIRION zum Einsatz. Dieses hatte sich am Institut bereits als zuverlässiges und kosteneffizientes System in Verbindung mit Mikrocontrollern wie dem RaspberryPi bewiesen. Es basiert auf einem SF05 Microchip welcher das Sensorelement beinhaltet und ebenfalls für Signalverarbeitung und Kalibrierung zuständig ist. Die Hauptmerkmale sind:

- niedriger Druckverlust
- bidirektionale Volumenstrommessung mit einem Messbereich von $\pm 200 \text{ slm}$
- Genauigkeit von 1,5 % m. v.
- Messrate von 0,5 ms
- 5V Versorgungsspannung und Kommunikation mittels I²C
- vollständig kalibriert und temperaturkompensiert für Luft, N₂, O₂
- kein Offset, kein Drift

Es wird ein Sensor platziert, welcher den eingesaugten bzw. ausgestoßenen Luftstrom misst. Für die Messgenauigkeit ist es wichtig, dass die Rohrströmung eingelaufen ist, der Sensor sollte



Abbildung 3.9: Abbildung des Volumenstrommessers SFM3000 von SENSIRION [40], welcher für die Messung des Strömungsprofils beim Ein- und Ausatmen zum Einsatz kommt.

also nicht direkt vor bzw. nach einer Krümmung verbaut werden. Der Einbau in horizontaler und vertikaler Lage ist möglich.

Temperatur- und Feuchtesensor: SHT85

Um die eingeatmete Kabinenluft zu analysieren, wird neben dem CO₂-Sensor auch ein Temperatur- und Luftfeuchtesensor installiert. Hierbei wird ebenfalls auf einen bewährten Sensor SHT85 von SENSIRION zurückgegriffen. Dieser misst die relative Luftfeuchte RH und Temperatur T . Die Genauigkeit der Messung für RH liegt zwischen $\pm 1,5$ und $\pm 2\%$, wie im Diagramm in Abbildung 3.10 zu erkennen ist. Es wird eine Versorgungsspannung von 5 V benötigt und die Kommunikation erfolgt ebenfalls mittels I²C-Protokoll. Der Sensor ist vollständig kalibriert und linearisiert. Um die 16 Bit Messdaten in physikalische Werte umzurechnen wird eine Umrechnungsformel benötigt [41]:

$$RH [\%] = 100 * \frac{S_{RH}}{2^{16} - 1} \quad (3.13)$$

$$T [^{\circ}C] = -45 + 175 * \frac{S_T}{2^{16} - 1} \quad (3.14)$$

3.2.4 Magnetventil

Für die Dosierung des CO₂ soll ein Magnetventil zum Einsatz kommen. Es wird durch einen Elektromagneten angetrieben und zeichnen sich vor allem durch schnellen Schaltzeiten aus, was für die präzise Dosierung essentiell ist. Bei direktgesteuerten Ventilen ist der Antrieb direkt mit dem Dichtelement, dem Ventilkolben verbunden. Dieser wird durch eine Druckfeder gegen die Wirkrichtung des Magneten in Position gehalten, sodass das Ventil geschlossen ist, wenn kein Strom fließt. Die Strömungsrichtung des Mediums ist so festgelegt, dass im geschlossenen Zustand der Differenzdruck des stömenden Mediums den Ventilkolben zusätzlich gegen die Dichtung presst. Die minimale benötigte Kraft zum Öffnen hängt also hauptsächlich von der Federkraft, der Ventilsitzgröße und dem maximalen Differenzdruck bei geschlossenem Ventil ab [47].

Bei der Auswahl des Ventils spielt die Schaltmöglichkeit eine große Rolle. Dazu kann entweder ein zusätzliches Relais verwendet werden, welches über den RPi und FTDI angesteuert werden kann (siehe QWIC Relais) oder es kann der Digitalausgang der Motorsteuerung verwendet

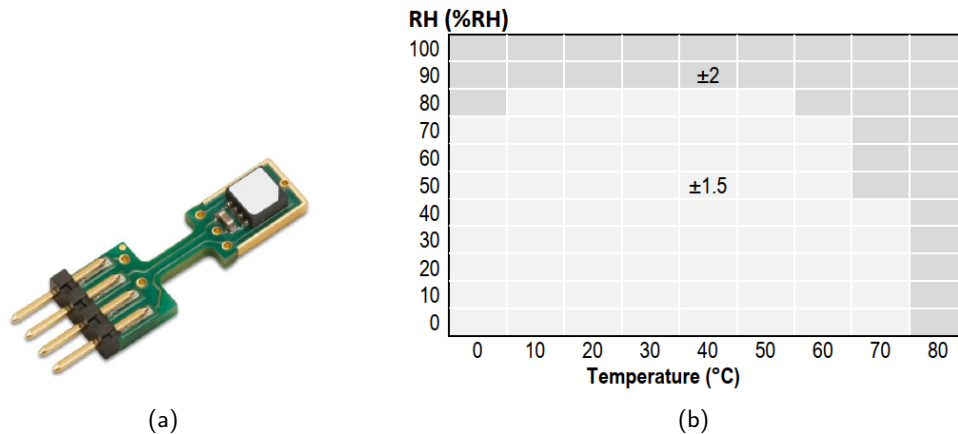


Abbildung 3.10: Temperatur- und Feuchtesensor SHT85 von SENSIRION (a) und die Genauigkeit dessen RH -Messwerte in Abhängigkeit von der relativen Luftfeuchtigkeit und Temperatur(b) [41].

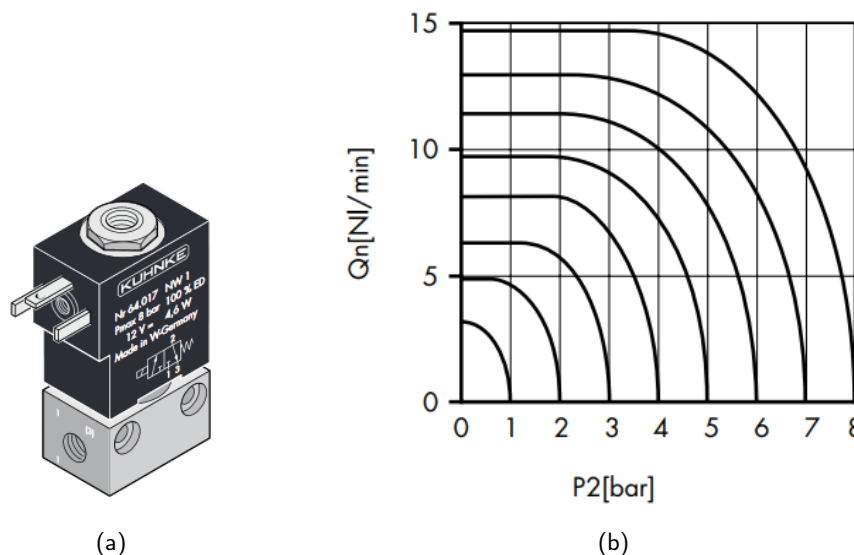


Abbildung 3.11: Ausgewähltes Magnetventil der Fa. Kuhnke in Niederwattausführung mit 1,8 W bei 24 V Gleichspannung und dazugehörige Durchfluss-Kennlinie (b) für die anliegenden Drücke p_2 [20].

werden, der als „open drain“ Ausgang realisiert ist, also auf Erdung gepolt ist und so eine Spitzenlast von maximal 100 mA und 24 V Gleichspannung (DC) schalten kann.

Das gewählte Magneventil (siehe Abbildung 3.11 a) ist eine Niederwattausführung welche mit 1,8 Watt Spulenleistung (59 mA bei 24 VDC) arbeitet und somit für beide Schaltungen in Frage kommt. Es wird eine Ansteuerung mittels Schrittmotorsteuerung favorisiert, dies spart das zusätzliche Relais und eine zusätzliche Spannungsversorgung des Relais und erleichtert

die punktgenaue CO₂ Zugabe zu Beginn des Einatemvorgangs, wenn die Motorsteuerung im Positionsmodus aktiv ist. Die Spezifikationen sind:

- Ventilkennweite (NW): 0,5 mm
- Abfallzeit: 3-5 ms
- Anzugszeit: 5-10 ms
- Druckbereich: 0-8 bar
- Funktion: 3/2-Wege NC
- k_v : 0,11 l/min
- Medium: Gefilterte (5 µm), geölte oder ungeölte Luft
- Werkstoffe: Sockel: CuZn, Dichtungen: NBR

$$k_v = Q * \sqrt{\frac{1 \text{ bar}}{\Delta p} * \frac{\rho}{1000 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}}} \quad (3.15)$$

Mit Hilfe des Durchflussdiagramms in Abbildung 3.11 b oder dem Durchflusskoeffizient k_v kann der notwendige Druck P2, der am Druckminderer der CO₂-Flasche eingestellt werden muss, abgeschätzt werden. Für die gewünschte Durchflussmenge $Q = 0,28 \text{ l/min}$ wird jedoch mit Hilfe des Volumenstrommessers Bürkert 8701 die Durchflussrate und die Ventilöffnungszeit experimentell bestimmt (siehe Kapitel 3.4).

3.2.5 Konstruktion und Zusammenbau

Nachdem nun alle notwendigen Komponenten für das experimentelle Atemsystem ausgewählt sind, folgt eine möglichst platzsparende, stabile und leicht transportable Anordnung aller Komponenten. Eine Unterbringung des Atemsystems innerhalb des Dummy-Torsos wäre wünschenswert, da somit der Messraum in der Passagierkabine des GZG nicht beeinflusst wird. Eine auftretende Abwärme durch den Motor könnte direkt für die Heizfunktion der themische Menschmodelle verwendet werden und würde keine zusätzliche Wärmequelle im Messraum darstellen. Gerade wenn alle Passagiere im Messraum mit dem experimentellen Atemsystem ausgestattet werden sollen, kann dies relevant werden. Um einen funktionierenden Prototyp innerhalb der Masterarbeit fertig zu stellen, wurde entschieden, einen externen Aufbau des Atemsystems hinter dem Sitzplatz des jeweiligen Thermodummys zu realisieren. Der Anschluss des Atemsystems zur Gesichtsmimik der Dummies erfolgt über einen PU-Schlauch wie er schon in Kapitel 3.1.1 zur Anwendung kommt. Somit wird der zur Verfügung stehende Bauraum durch den Abstand der Sitzreihen und den dort zur Verfügung stehenden Platz, welcher nicht durch die Füße der Dummies blockiert wird, bestimmt (siehe Abbildung 3.15). Für die Breite x die Höhe y und die Tiefe z bleibt ein Bauraum von $30 * 70 * 45 \text{ cm}$, den die Konstruktion nicht überschreiten darf. Das zuvor gewählte technische Prinzip wird nun mit Hilfe des Konstruktionsprogrammes Catia V5 in ein CAD-Modell übersetzt, und anschließend gefertigt.

In Abbildung 3.12 ist der Aufbau der experimentellen Atmung zu sehen. Der Rahmen wird aus Aluprofilen bringt genügend Steifigkeit, um alle entstehenden Kräfte und Moment aufzunehmen. Zentral in der Mitte sind die beiden schwarzen Balgzylinder (1) zu sehen. In dem

Links findet die CO₂ Dosierung statt, während in der rechten Lungenkammer die eingeatmete Luft analysiert wird. In der Mitte die Steilgewindespindel (2), welche den Führungsschlitten (3) auf der Führungsschiene (4) antreiben. Für die Übersetzung der Rotation des Schrittmotors (5) in die Translationsbewegung sorgt die Gewindemutter (6) mit Steilgewinde von 25 mm/Umdrehung.

Die Momentübertragung zwischen Motorwelle und Spindel geschieht über eine elastische Kupplung (7). Die Spindel ist mittels Kombination aus Loslager und Festlager gelagert. Das Flanschlager (8) ist das Loslager, dh. die Welle kann sich axial bewegen und es werden nur radiale Kräfte aufgenommen. Es besteht aus einem speziellen Kunststoff, sodass es keine Schmierung benötigt und ist durch seine Bauart in der Lage einen Winkelversatz von 1 – 2° der Spindel auszugleichen. Das Stehlager (9) nimmt sowohl axiale als auch radiale Kräfte auf. Die Spindel ist mittels Gewindestift hier am Lager befestigt. Die Größe des Lagers ist überdimensioniert für diesen Anwendungsbereich, diese Bauform ist jedoch besonders einfach und kostengünstig im Handel zu bekommen.

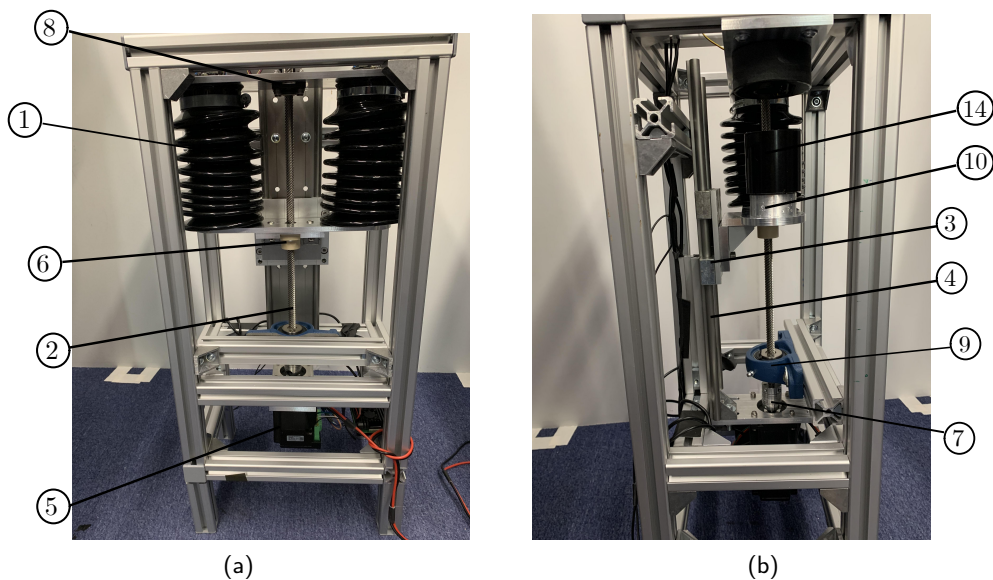


Abbildung 3.12: Zusammenbau des mobilen Atemsystems in der Vorderansicht (a) und Seitenansicht (b). Die einzelnen Bauteile sind nummeriert und werden im Text erläutert.

Die Befestigung der beiden Balgzylinder für die linke und rechte Lungenkammer werden jeweils oben und unten mittels Schlauchschellen befestigt. Am unteren beweglichen Ende, welches am Schlitten befestigt ist, ist der Deckel (10) undurchlässig. Am oberen Ende sitzt ein „Lochdeckel“ (11), ebenfalls im 3D-Druckverfahren hergestellt, der zum einen die Luft durch die große Öffnung in der Mitte in die Kammern ein- und ausströmen lässt, zum andern auch Platz bietet für den CO₂-Sensor (12) und den Luftfeuchtesensor (13) (vgl. Abbildung 3.13 b). Das Magnetventil (17) ist ebenfalls mittels PUR-Schläuchen mit kleinerem Durchmesser an eine Öffnung im Lochdeckel angeschlossen, welche mit Kleber abgedichtet ist. Untere und

oberer Deckel dienen gleichzeitig auch als Anschlag für den Schrittmotor, wenn dieser beim Systemstart eine Referenzposition sucht, dazu mehr im nachfolgenden Kapitel 3.3. Um das Totvolumen im Balgzylinder zu verringern, wurde zusätzlich in beide Luftkammern ein „Füllzylinder“ (14) aus Kunststoff eingebaut.

Aus dem Lochdeckel führt nun der blaue PUR-Schlauch (Innen-/Außendurchmesser: 11mm/16mm) aus den beiden Lungenkammern weiter zu einem Y-Stück (15). Hier wird die Atemluft aus beiden Lungenkammern aufgeteilt beziehungsweise wieder zusammengeführt, bevor die Luft den Volumenstromsensor (16) passiert. Um möglichst wenig Druckverlust zu erzeugen und so das notwendige Motor-Drehmoment zu verringern, wurden die Luftkanäle im Y-Stück mit Catia strömungsoptimiert modelliert und das Bauteil anschließend mittels 3D-Druckverfahren hergestellt (vgl. Abbildung 3.13 (a)).

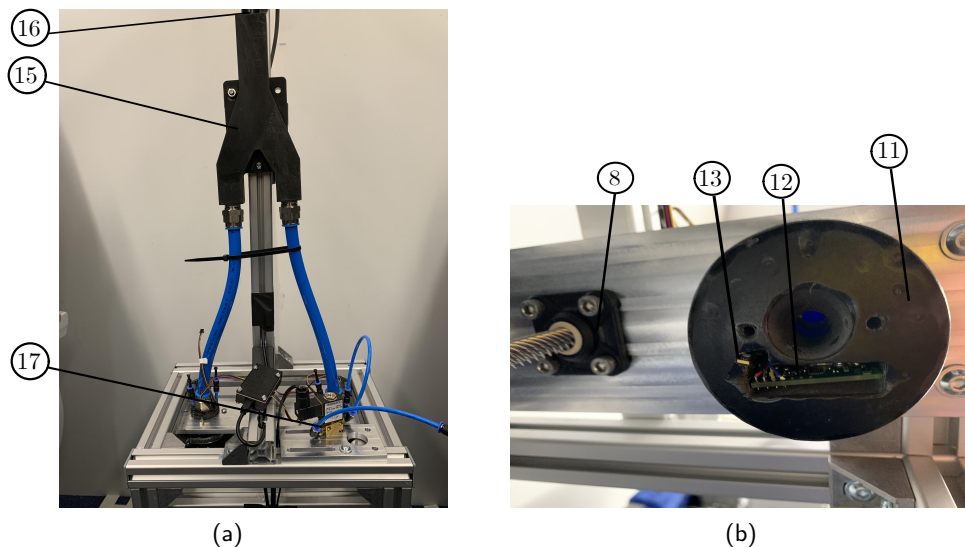


Abbildung 3.13: Oberer Teil des experimentellen Atemsystems mit Y-Stück und Sensoren (a) und Nahaufnahme des Sensordeckels mit CO₂-Sensor und Luftfeuchtesensor (b).

Um den mechanisch erzeugten Luftstrom nun auch möglichst realistisch Ein- und Ausströmen zu lassen, ist die menschliche Gesichtsmimik, die auch explizit in der Aufgabenstellung gefordert war, von großer Relevanz. Als Grundgerüst dient ein online frei verfügbarer 3D-Scann vom Kopf einer männlichen Person von einer Website für kostenlose 3D Modelle, die von Benutzern weltweit erstellt und zur Verfügung gestellt werden [9]. Diese Geometrie wurde anschließend entkernt, um sie als Gesichtsmaske für den Thermo-Dummy umfunktionieren zu können. Schließlich wurden noch die Luftkanäle für die Nasenöffnung modelliert und in das Modell eingefügt, wie es in Abbildung 3.14 (b) zu erkennen ist. Am oberen Ende der Maske befindet sich der Anschluss, an dem ein Steckadapter für den PU-Schlauch eingeklebt wird. Von dort gelangt die Luft über einen Kanal zu den Nasenlöchern, deren Öffnung nach den Winkelvorgaben, die in der Arbeit von Gupta, Lin und Chen [14] für 12 männliche Probanden herausgefunden wurden, im 3D-Drucker gefertigt wird. Die Nasenlöcher der männlichen Pro-

banden in der Studie war im Durchschnitt etwas größer, und da es sich um ein Modell eines männlichen Gesichtes handelt, wird entschieden diese auch dementsprechend auszuwählen.

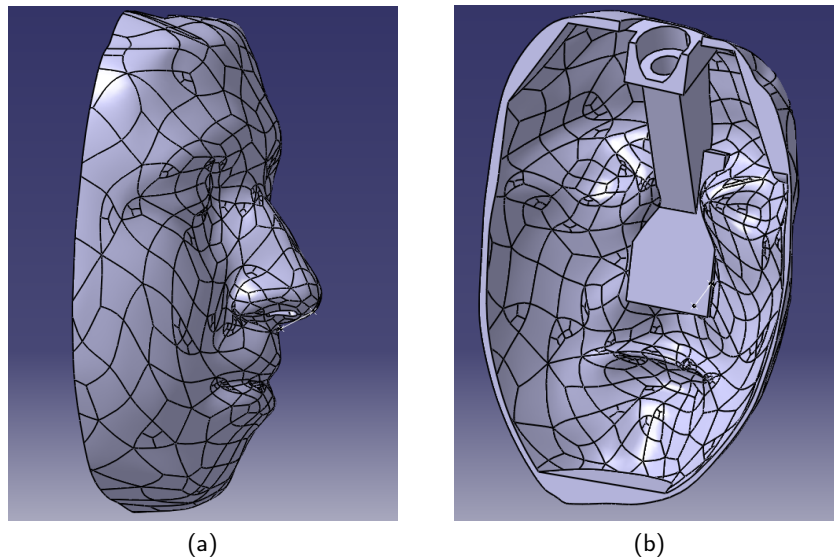


Abbildung 3.14: Catia 3D-Modell der menschlichen Gesichtsmaske in der Seitenansicht (a) und Rückansicht (b).

Abbildung 3.15 zeigt den Gesamtaufbau der experimentellen menschlichen Atmung, angeschlossen an den Thermo-Dummy auf Sitzplatz 02C im GZG. Der Aufbau ist hinter dem Sitz platziert und der Schlauch geht über die Kopfstütze und den Kopf des Thermodummies zum Anschluss an der Gesichtsmaske. In Abbildung 3.15 (b) sind ebenfalls die CO₂ Sensoren zu sehen, die die Verteilung und Luftqualität in der Kabine messen. Diese sind jeweils an der Lehne des Vordersitzes angebracht, was für einen relativ großen Abstand von ca. 120 cm zwischen Dummygesicht und Messpunkt sorgt.

3.3 Schaltplan und Programmierung

Nachdem nun der Aufbau des Systems zur experimentellen Atmung von Passagieren abgeschlossen ist, behandelt dieses Kapitel die Programmierung und Verkabelung der Systemkomponenten. Die Programmierung der Software für das mobile Messsystem, welches am DLR entwickelt wurde, ist bereits fertig einsetzbar und muss lediglich auf dem RPi installiert werden. Da dieser RPi auch die Steuerung des Motors und des Magnetventils übernehmen soll, muss lediglich dieser Teil der experimentellen menschlichen Atmung in dieser Arbeit programmiert werden.

Die Schrittmotorsteuerung des verwendeten Motors ist in einer auf C basierenden Programmiersprache programmiert, die Sensoren werden mittels Python und I²C Protokoll ausgelesen. Die übergeordnete Steuerungseinheit übernimmt der preisgünstige RPi 4. Um den Aufbau zu verdeutlichen, ist in Abbildung 3.16 ein Schaltplan der elektronischen Komponenten und deren Verdrahtung abgebildet. Im weiteren Kapitel werden die Systemkomponenten und das

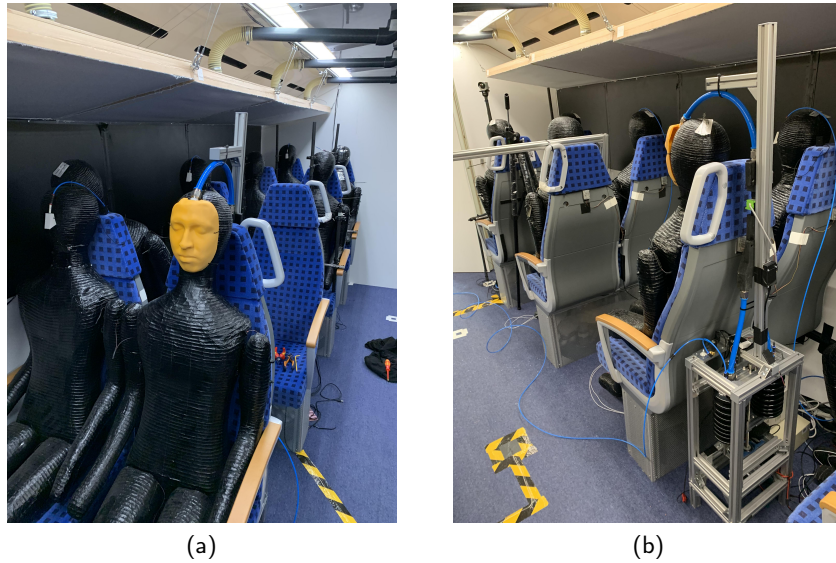


Abbildung 3.15: Aufbau des experimentellen menschlichen Atemsystems auf Sitzplatz 02C im Generischen Zugmodell Göttingen. Das System (b) ist mittels PU-Schlauch an die Gesichtsmimik am Thermodummy (a) angeschlossen.

Kommunikationsprotokoll I²C kurz erläutert, bevor weiter auf die Details zu Programmierung der Motorsteuerung und des RPis eingegangen wird.

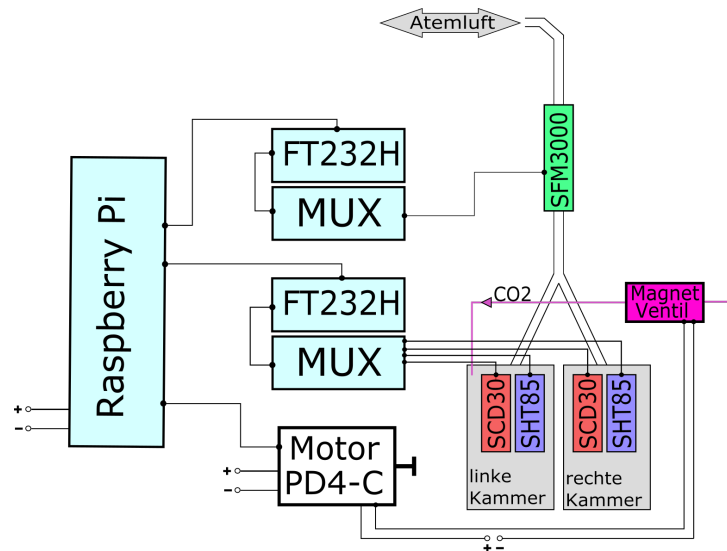


Abbildung 3.16: Schaltplan des experimentellen menschlichen Atemsystems.

3.3.1 elektronische Komponenten

Raspberry Pi

Im Kapitel zur Auswahl der Sensoren für das experimentelle Atmungssystem 3.2 wurde bereits beschrieben, dass am Institut ein mobiles Messsystem entwickelt wurde, welches auf dem R Pi basiert. Der RPi ist ein single-board Computersystem in Kreditkartengröße, welches 2012 von der RPi Foundation erstmals verkauft wurde. Ziel des Projekts war es, ein günstiges und leicht verständliches Computersystem zu entwickeln, um einen vereinfachten Einstieg in die Informatik und Programmierung zu ermöglichen. Der RPi welcher hier zum Einsatz kommen soll, ist der neueste Raspberry Pi 4 Model B mit mehr Rechenleistung und Anschlussmöglichkeiten als die bisherigen Modelle [33]. Neben dem großen Vorteil, dass die Motorsteuerung und das Messsystem nun auf einem Gerät laufen, was die Verkabelung und den Zugriff auf das System stark vereinfacht, bietet der RPi noch weitere Vorteile.

Der RPi ist klein, günstig und besonders gut geeignet für Programmieranfänger und die Verwendung der leicht verständlichen und schnell erlernbaren Programmiersprache Python. Durch die weite Verbreitung und vielfältige Anwendungsmöglichkeit hat der RPi inzwischen eine große Anzahl an Anwendern, welche die Programm-Codes auch online teilen und somit zum Wachstum und zur Vielfältigkeit der Anwendungsbeispiele beitragen. Eine gute Dokumentation und Hilfe bei der Einrichtung und Installation des RPi findet sich jedoch ebenfalls auf der offiziellen Website der RPi Foundation [34]. Hier findet sich beispielsweise die Dokumentation für die Einrichtung des Wlan und den Zugriff via SSH auf das Gerät, welches auf diesem RPi eingerichtet ist, sodass man die experimentelle Atmung auch bedienen kann, ohne direkt per Kabel mit dem System verbunden zu sein. Dies erleichtert vor allem die Bedienung bei laufenden Messungen stark.

FT232H

Das Adafruit FT232H Breakoutboard ist für die Kommunikation zwischen einem Computer und Peripheriegeräten wie Sensoren oder LED's gedacht. Es unterstützt verbreitete Kommunikationsprotokolle wie zum Beispiel SPI, I²C, serial UART, JTAG und weitere. In dieser Anwendung dient er als Schnittstelle zwischen dem Raspberry Pi und den Sensoren, welche mittels I²C Protokoll kommunizieren. Er wird mittels USB-Kabel mit dem RPi verbunden, welches sowohl die Datenübertragung als auch die Stromversorgung gewährleistet [1].

MUX

Das MUX (SparkFun Qwiic Mux Breakout - 8 Channel (TCA9548A)) ist ein BreakoutBoard mit 8 Kanälen. Es fungiert als Multiplexer, um an einem FT232H theoretische bis zu 64 I²C Busse zu betreiben [43].

Sensoren und I²C-Protokoll

Wie bereits im Kapitel 3.2.3 erwähnt wurde, kommunizieren die Sensoren (SCD30, SFM3000, SHT85) mittels I2C Protokoll mit dem Raspberry. Dafür benötigen sie einen vieradrigen qwiic Anschluss der neben Ground und VDD noch eine Datenleitung (SDA) und eine Leitung für das Zeitsignal (SCL) bereit hält. Ein Verbindungsdiagramm in Abbildung 3.17 zeigt schematisch die Verdrahtung der Sensoren anhand des Volumenstromsensors mit dem MUX bzw. FT232H.

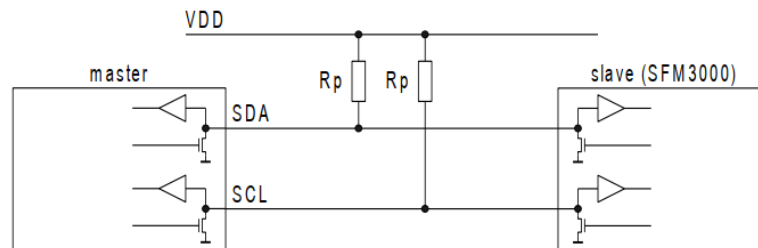


Abbildung 3.17: Verbindungsdiagramm für SFM3000 und I²C-Bus nach [38].

Der Datenaustausch im I²C Protokoll findet in byte großen Paketen statt, welche jeweils von einem Bestätigungs-Bit gefolgt sind, um sicherzugehen, dass die Information auch richtig übermittelt wird. Ein Datentransfer wird immer vom Master freigegeben und enthält die Information ob auf den Sensor geschrieben wird oder ob er ausgelesen wird. Beim Lesen dreht sich die Richtung der Informationsverbreitung um, also bekommt der Sensor die Berechtigung Datenpakete über den Bus zu senden.

3.3.2 Schrittmotorsteuerung und Programmablaufplan

Der zuvor ausgewählte Schrittmotor PD4-C6018L4204-E-01 der Firma Nanotec mit „closed-loop“-Regelung wird mittels firmenspezifischer Programmiersprache Nano-J programmiert. Diese ist eine C- bzw. C++ nahe Programmiersprache mit einigen Erweiterungen. Die closed-loop Regelung ist genauer ausgedrückt ein Sinuskommutierung über Encoder mit feldorientierter Regelung. Die Steuerung lässt sich über zwei Arten konfigurieren.

Die erste Methode ist die Konfigurationsdatei. Diese Datei lässt sich mittels dem USB-Anschluss auf die Steuerung speichern. Dabei verhält sich die Steuerung beim Anschließen an den PC wie ein Wechseldatenträger, es sind keine weitere Treiber notwendig. Lediglich die Stromversorgung zur Steuerung muss gewährleistet sein.

Als zweite Möglichkeit kann die Steuerung über das bereits beschriebene NanoJ-Programm konfiguriert werden. Dieses Programm lässt sich mit NanoJ programmieren, kompilieren und anschließend über USB auf die Steuerung übertragen.

Nach dem Anschließen an eine Spannungsversorgung (siehe Abbildung 3.18 (X3)) liest die Steuerung die Konfiguration in folgender Reihenfolge aus:

1. Die Konfigurationsdatei wird ausgelesen und verarbeitet.
2. Die DIP-Schalter für die Auswahl der speziellen Fahrmodi werden ausgelesen und als Konfiguration angewendet. Siehe Kapitel Spezielle Fahrmodi (Takt-Richtung und Analog-Drehzahl).
3. Das NanoJ-Programm wird gestartet.

Die Steuerung bietet verschiedenen Betriebsmodi, mit welchen der geplante Programmablaufplan (siehe Abbildung 3.19) realisiert werden soll. Die wichtigsten werden hier kurz erklärt:

Profile Position:

„Der Profile Position Mode dient dazu, Positionen relativ zur letzten Zielposition oder absolut zur letzten Referenzposition anzufahren. Während der Bewegung werden Grenzwerte für die

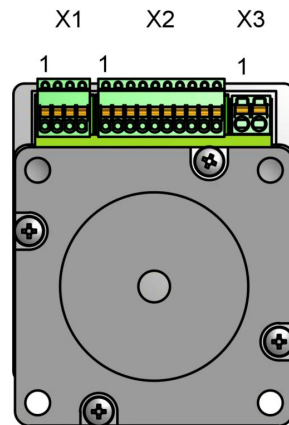


Abbildung 3.18: Abbildung der Anschlussmöglichkeiten am ausgewählten Schrittmotor PD4-C6018L4204-E-01 aus dem Datenblatt [27]. X1 beherbergt Masse, einen Analogeingang, einen Digitaleingang „Open-Drain“ und eine 12 V Spannungsversorgung für externe Verbraucher. X2 bezeichnet die Digitaleingänge, welche wahlweise mit 5 V oder 24 V beschalten werden können und X3 ist die Spannungsversorgung für den Motor mit $12 - 48 \text{ V} \pm 5\%$.

Geschwindigkeit, Anfahr- und Bremsbeschleunigung und Rucke berücksichtigt.“ [27]

Velocity:

„Dieser Modus betreibt den Motor unter Vorgabe einer Zielgeschwindigkeit ähnlich einem Frequenzumrichter. Im Gegensatz zum Profile Velocity Mode erlaubt dieser Modus nicht, ruck-begrenzte Rampen auszuwählen.“ [27]

Profile Velocity: „Dieser Modus betreibt den Motor im Geschwindigkeitsmodus mit erweiterten (ruck-limitierten) Rampen.“ [27]

Profile Torque:

„In diesem Modus wird das Drehmoment als Sollwert vorgegeben und über eine Rampenfunktion angefahren.“ [27]

Homing:

„Aufgabe der Referenzfahrt (Homing Method) ist es, den Positionsnullpunkt der Steuerung auf einen Encoder-Index bzw. Positionsschalter auszurichten.“ [27] Zusätzlich gibt es die Möglichkeit, den Endschalter durch einen festen Anschlag zu ersetzen, wobei der Motor einen Anstieg des Phasenstromes erkennt und dann automatisch abschaltet. Hier lässt sich neben einer Toleranzzone, welche für die Nullpunktsuche verwendet werden darf, auch ein verbotener Bereich festlegen, in den der Motor auf keinen Fall fahren darf.

Takt-Richtung:

„Im Takt-Richtungs-Modus wird der Motor über zwei Eingänge durch eine übergeordnete Positioniersteuerung mit einem Takt- und einem Richtungssignal betrieben. Bei jedem Takt führt der Motor einen Schritt in die dem Richtungssignal entsprechende Richtung aus.“ [27]

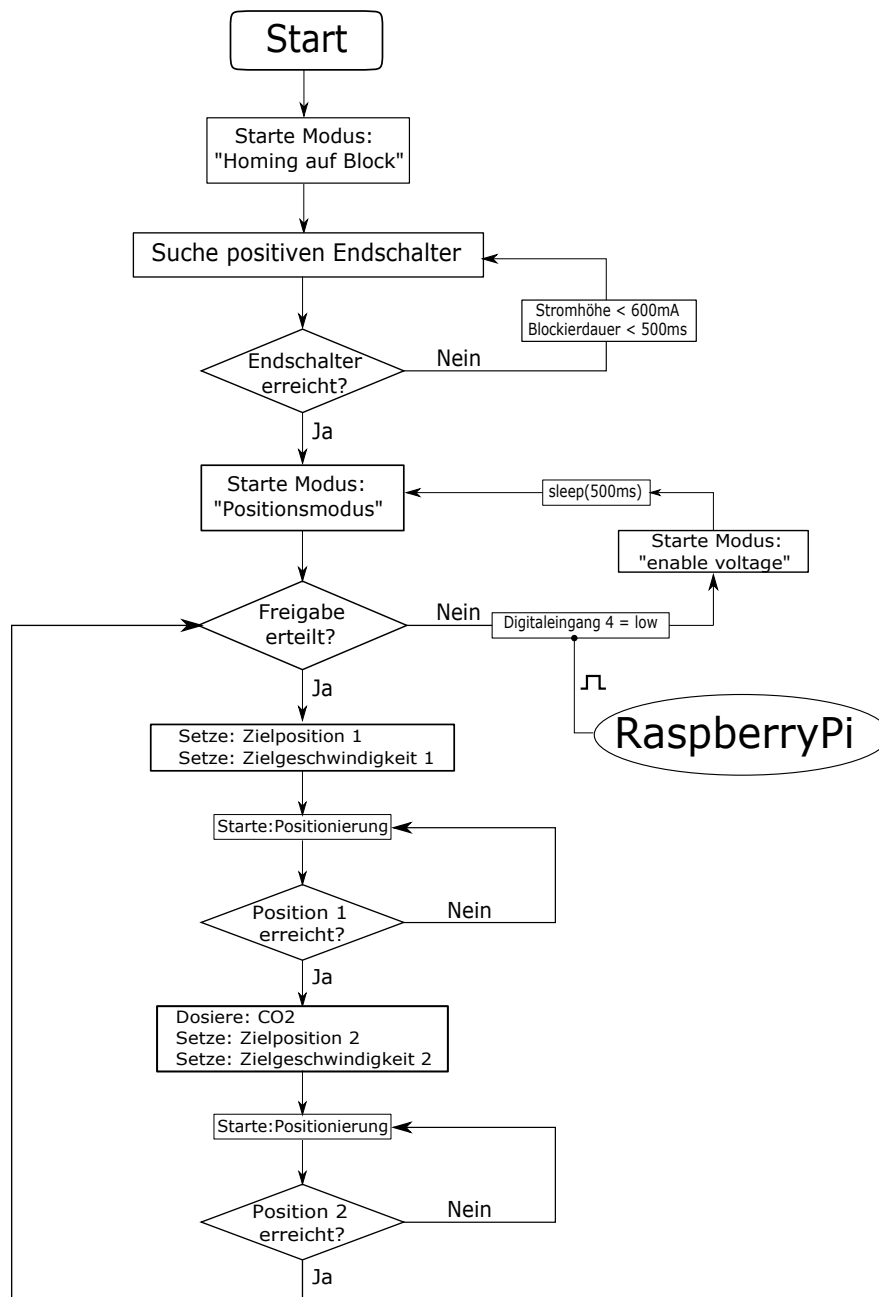


Abbildung 3.19: Programmablaufplan der Motorsteuerung des PD4-C für das Programm „Programm5_Homing+Freigabe“, welches für alle Messungen in dieser Arbeit verwendet wird.

3.3.3 Konfigurationsdatei

Über die Konfigurationsdatei „PD4CFG.TXT“ werden die Parameter für das Atemprofil eingestellt (vgl. Anhang E):

- maximaler Phasenstrom
- Schrittauflösung
- Zielposition 1 & 2 (zwischen diesen Positionen fährt der Motor)
- Zielgeschwindigkeit 1 & 2
- Pause zwischen Fahrprofilen
- Beschleunigungsrampe und Bremsrampe
- maximale Beschleunigung und Bremsrampe
- CO₂ Dosierung über Ventilöffnungszeit

3.3.4 NanoJ-Programm

In diesem Kapitel werden die, für den Motor programmierten, NanoJ-Programme beschrieben. Diese basieren zum Teil auf Beispielprogrammen von der Website des Herstellers [27] und wurden dann für den jeweiligen Zweck umgeschrieben. Alle hier programmierten Programme können über die Konfigurationsdatei zusätzlich modifiziert werden, wie in Anhang E zu sehen ist. Alle Messungen im Kapitel 4.2 wurden mit dem „Programm5_Homing+Freigabe“ durchgeführt. Der Vollständigkeit halber sollen hier jedoch alle Programme und Ansteuerungsmöglichkeiten gezeigt werden:

- **Programm1_Schrittmodus:** Im Schrittmodus wird ein TTL Signal vom RPi erzeugt und an den Digitaleingang 4 des Schrittmotors gesendet. Bei jeder steigenden/fallenden Flanke wird ein Vollschrift/Halbschritt/Viertelschritt vom Motor ausgeführt. Zusätzlich wird ein Freigabesignal und ein Richtungssignal benötigt welche an Eingang 4 & 5 anliegen [27] S.21. Bei diesem Modus muss das Magnetventil über ein zusätzliches Relay gesteuert werden, da der RPi hier die komplette Steuerung übernimmt, um das CO₂ im gewünschten Zeitpunkt zu dosieren. Aus diesem Grund wurde dieser Modus bisher nicht für Messungen angewendet.
- **programm2_Autostart:**
Der Motor startet, sobald die benötigte Spannung anliegt. Er benötigt kein Freigabesignal vom RPi. Zunächst läuft das Programm4_homing ab. Anschließend wird in den Positionsmodus geschaltet. Der Motor verfährt zwischen den Positionen 1 & 2 und Dosiert bei Position 2, also im ausgeatmeten Zustand CO₂ in den Zylinder. Das Programm wird beendet durch das Unterbrechen der Stromversorgung.
- **Programm3_CO2:**
Ein Programm, um CO₂ mittels Ventil zu dosieren, ohne den Motor dabei zu drehen. Das Magnetventil öffnet, wenn an Digitaleingang 4 der Motorsteuerung ein High-Pegel Signal anliegt. Die Eingänge an der Motorsteuerung werden einmal pro Millisekunde abgefragt, Änderungen am Eingang unterhalb dieses Zeitintervalls werden nicht erkannt

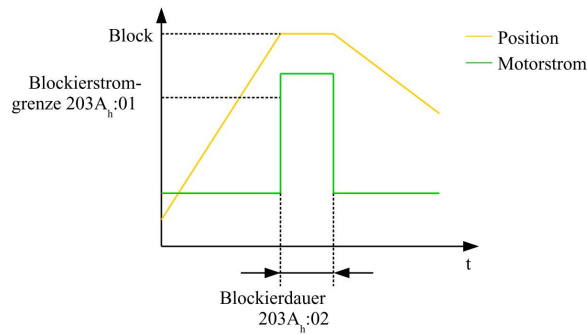


Abbildung 3.20: Grafische Darstellung der Funktionsweise „Homing auf Block“ aus dem Handbuch der Motorsteuerung [27]. Wird die Blockierstromgrenze für die Dauer der Blockierdauer überschritten, wird ein Endschalter erkannt.

[27] Die Anzugszeiten zum Öffnen und Schließen des Magnetventils liegt bei 5 – 10 ms [20].

- **Programm4_Homing:**

Um eine sichere und wiederholbare Funktion zu gewährleisten, soll ein Endschalter genutzt werden, welcher der Motorsteuerung einen Nullpunkt definiert. Wenn das Atemsystem gestartet wird, soll zunächst dieser Nullpunkt angefahren werden, sodass sichergestellt ist, dass die Atmung immer von der gleichen Position beginnt, und zwar im ausgeatmeten Zustand. Die Motorsteuerung bietet die Möglichkeit, einen Positionsmodus zu wählen, bei dem Referenzschalter, Endschalter und Toleranzzonen definiert werden können. Wie im Abschnitt 3.2.5 bereits erläutert wurde, besitzt die Konstruktion einen festen Anschlag, der nun bei dieser Methode „Homing auf Block“ genutzt wird. Dabei dient zur Bestimmung der Endposition kein Schalter im herkömmlichen Sinn, sondern ein Anstieg des Stroms in der Motorwicklung wird erkannt, wenn der Motor gegen ein Hindernis fährt (siehe Abbildung 3.20). Diese sogenannte Blockierstromgrenze und die Blockierdauer müssen vorher an die Steuerung übergeben werden. Bei der experimentellen Atmung wurde hierbei durch Iteration ein geeigneter Wert gefunden, um eine zuverlässige Detektion des Anschlages zu erreichen.

- **Programm5_Homing+Positionierung:**

Zunächst wird das Programm4_homing durchgeführt und anschließend auf ein Freigabesignal am Digitaleingang 4 des Schrittmotors gewartet, um die Atmung zu starten. Liegen dort 3,3 V Spannung an, startet der Positionsmodus zwischen den Positionen 1 & 2 und dosiert das CO₂, so wie es in der Konfigurationsdatei angegeben ist.

3.4 Messungen

3.4.1 Ausströmversuche

Das System zur homogenen Verteilung von CO₂ auf die Sitzplätze zur Simulation der Passagiere 3.1.2 soll in einem realen Anwendungsfall getestet werden und anschließend mit den Ergebnissen aus Probandenversuchen verglichen und verifiziert werden.

3.4.2 Durchflussrate des Magnetventils

Für das verbaute Magnetventil, welches die CO₂-Dosierung steuert, sollen die Durchflussrate für verschiedene Druckdifferenzen gemessen werden. Daraus lässt sich die notwendige Öffnungszeit für die experimentelle menschliche Atmung ableiten.

3.4.3 Vermessung des Atemprofils und Visualisierung der Atemströmung

Das nun fertige Modell der menschlichen Atmung soll genauer charakterisiert werden. Zum einen soll das maximale AZV der beiden Balgzylinder gemessen werden und die Abhängigkeit des AZV von dem Verfahrensweg des Motors auf Linearität untersucht werden. Außerdem werden verschiedenen Atemfrequenzen getestet und verglichen. Folgende Szenarien sind denkbar:

- 10 Atmungen/Minute
- 15 Atmungen/Minute menschliche Ruheatmung
- 20 Atemzüge pro Minute
- 30 Atemzüge pro Minute
- 40 Atemzüge/Minute (sportliche Betätigung)
- Simulation von Niesen oder Husten

Zusätzlich soll die resultierende Strömung durch die Atmung und die Gesichtsmimik mit Hilfe von Nebel und einem Laserlichtschnitt visualisiert werden.

3.4.4 CO₂-Messungen

Das entwickelte Atem-Simulationssystem soll ausgiebig hinsichtlich der Funktionen CO₂-Dosierung und Analyse getestet werden. Dazu sind folgende Messungen geplant:

- CO₂ Analyse:
 - CO₂ Dosierung ist deaktiviert
 - Atemfunktion ist aktiviert mit unterschiedlichen Frequenzen
 - Sensoren werden getestet
 - ein Proband setzt sich neben das ATM → CO₂ Anstieg messbar?

- Exhalation eines Probanden in das Gesicht des ATM
 - Test aller Sensoren
 - Einblick über Trägheit des Systems: Wie lange bis die Sensoren wieder auf ihrem ursprünglichen Wert sind?
- CO₂ Dosierung:
 - Die CO₂ Dosierung ist aktiviert
 - Die Sensoren im GZG sind aktiviert
 - Die Belüftung im GZG ist aktiviert
 - Vergleich mit der CO₂-Verteilung einer realen Person auf diesem Sitzplatz
- CO₂ Dosierung & Analyse:
 - Belüftung im GZG ist aktiviert
 - CO₂-Dosierung und Atemfunktion aktiviert
 - ein Proband setzt sich neben das ATM → CO₂ Anstieg messbar?

4 Ergebnisse

4.1 Ausströmversuche zur homogenen CO₂-Verteilung

Für die Kapillarrohrdüsen, welche in Kapitel 3.1.1 beschrieben werden, sollen nun Vergleichsmessungen im GZG durchgeführt werden. Die Ergebnisse werden mit den Messungen aus Messungen mit Probanden verglichen, welche zuvor bereits im GZG stattgefunden haben. Abbildung 4.1 zeigt die Sitzplatzbelegung, welche dabei verglichen werden soll. Bei dem Probandenversuch befanden sich an den Sitzplätzen mit dem „P“ jeweils eine Person. Zusätzlich war noch ein Versuchsleiter „V“ im vorderen Teil der Kabine, und auf den vorderen Sitzen saßen Dummies „D“, welche jedoch kein CO₂ emittierten. Auf den Sitzplätzen, auf denen Probanden saßen, wird nun mittels Kapillarrohrdüsen das CO₂ gleichmäßig dosiert.

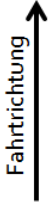
00 A D	00 B D	V 	00 C D	00 D D
01 A P	01 B		01 C	01 D P
02 A	02 B		02 C P	02 D
03 A P	03 B		03 C	03 D P
04 A	04 B P		04 C	04 D
05 A P	05 B		05 C	05 D P

Abbildung 4.1: Sitzplatzbelegung: Fall3 - „8 dünn“ für Probandenversuch im Generischen Zugmodell Göttingen.

Das Ergebnis der Messung mit Probanden und der Messungen mit dem homogenen CO₂-Verteilssystem ist in Abbildung 4.2 zu sehen. Die angegebenen Werte stellen dabei den mittleren Anstieg pro Sitzplatz bzw. in der Zuluft- und den vier Abluftleitung dar. Dabei wurde der Null-Wert bestimmt, indem die CO₂-Messwerte über eine Stunde, in der sich kein Proband in dem Fahrgastraum befunden hat, bzw. in der die CO₂ Ausatmung deaktiviert war gemittelt wurden. Es wurden dabei zwei unterschiedliche Ausströmraten von $\dot{V}_{CO_2} = 275 \text{ ml}, 550 \text{ ml CO}_2 \text{ pro Minute und Person}$ getestet. Aus der Abbildung 4.2 lassen sich folgende Schlüsse ziehen. Im Fahrgastraum liegt eine stark inhomogene Verteilung der CO₂ Werte vor, welche jedoch mit der Sitzplatzbelegung (vgl. Abbildung 4.1) korreliert. Auf den hinteren Plätzen im GZG sind die gemessenen und gemittelten Werte deutlich erhöht im Vergleich zum vorderen Teil. Vorne war jedoch eine komplette Reihe mit Dummies besetzt, die bei den Probanden- und Kapillarrohrversuchen kein CO₂ emittierten und hier somit eine höhere Verdünnung des CO₂ mit der Raumluft stattfand.

Die Werte mit den thermischen Menschmodellen und einer Ausblasung von $\dot{V}_{CO_2} = 275 \text{ ml/min}$, was dem Wert aus der Literatur entspricht [30], liegen deutlich unterhalb der Probandenwerte. Durch die Verdoppelung des CO_2 -Ausstoßes der Menschmodelle auf $\dot{V}_{CO_2} = 550 \text{ ml/min}$ konnten vergleichbare Werte erzielt werden, welche sich den zeitlich gemittelten CO_2 -Werten der Probanden gut annähern. In den vorderen zwei Sitzreihen waren die CO_2 -Werte des Probandenversuchs tendenziell höher als bei den 550 ml/min der Dummies. Hier war jedoch der Versuchsleiter noch mit im Abteil, der bei den Ausströmversuchen nicht abgebildet wurde. Während in den mittleren Reihen 02 bis 04 der $\dot{V}_{CO_2} = 550 \text{ ml/min}$ etwas über dem Wert der Probanden lag, war es in der letzten Sitzreihe wieder umgekehrt. Bis auf den Abluftwert AB-hi-CD stimmen die Luftauslasswerte zwischen beiden Messungen gut überein. Somit kann davon Ausgegangen werden, dass die Probanden während des Versuchs eine, im Vergleich zum Normalwert bei Ruheatmung [30], etwa doppelt so hohe Dosis CO_2 emittierten. Möglicherweise aufgrund der „Testsituation“ und möglicher Nervosität Aufgrund der unbekannten Situation. Genauere Untersuchungen hierzu wären für zukünftige Arbeiten von Interesse.

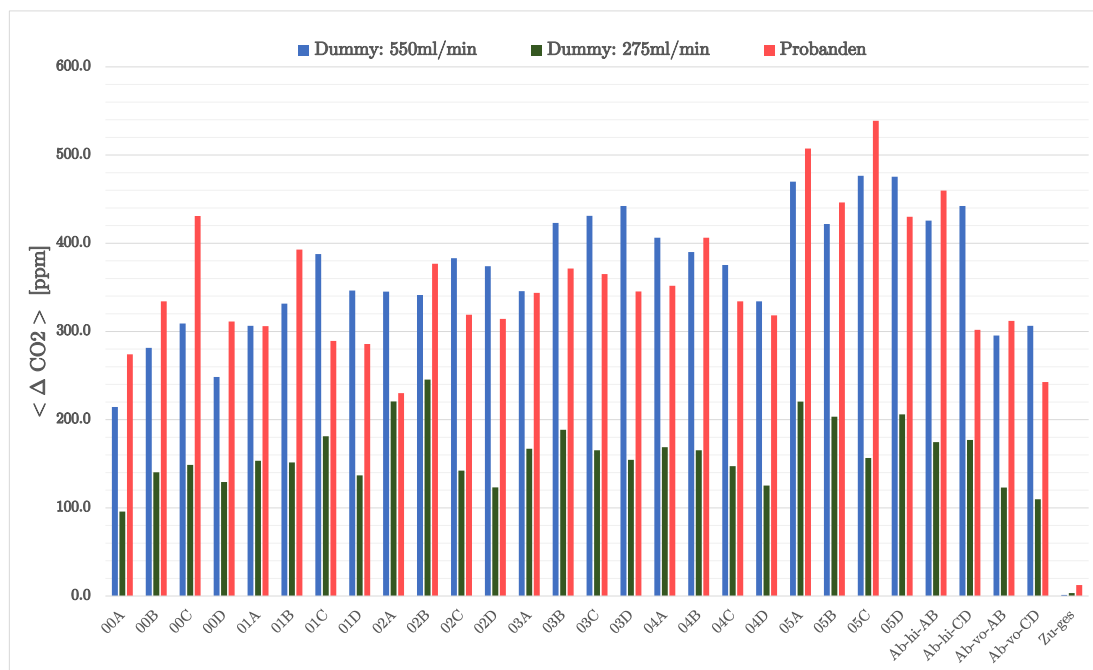


Abbildung 4.2: Messergebnisse des gemittelten CO_2 -Anstiegs $\langle \Delta CO_2 \rangle$ je Sitzplatz im GZG für den Probandenversuch mit Sitzplatzbelegung Fall3-8 dünn und die CO_2 -Ausströmversuche durch die Kapillarrohre mit gleicher Sitzplatzverteilung.

4.2 Durchflussrate und Öffnungszeit des Magnetventils

Um die Öffnungszeit für das Magnetventil [20] zu bestimmen und somit die richtige Menge an CO_2 zu dosieren und somit den Ausstoß eines Menschen zu simulieren, muss zunächst der

Durchfluss für das Ventil bestimmt werden. Dazu kommt erneut das Volumenstrommessgerät Bürkert 8701 [6] zum Einsatz, welches zwischen Magnetventil und CO₂-Flasche mittels Adapter und PUR-Schläuche eingebaut ist. Über einen Druckminderer an der CO₂-Flasche wird der Druck ΔP_{mag} eingestellt, der über das Ventil abfällt. Der Nenndurchmesser des Ventils beträgt 0,5 mm (siehe Kapitel 3.2.4), der Innendurchmesser des angeschlossenen Schlauchs beträgt 2 mm. Für den Durchfluss des Gases durch das Ventil ergibt sich die rote Kennlinie \dot{V}_{mag} in Abbildung 4.3, wobei der dargestellte Wert, den Mittelwert für 30 Messwerte darstellt. Diese wurden in dem Versuch innerhalb von einer Minute bei kontinuierlichem Durchfluss aufgenommen. Der Durchfluss war dabei annähernd konstant, sodass die Standardabweichung σ kleiner war, als 5 % des gemittelten Wertes.

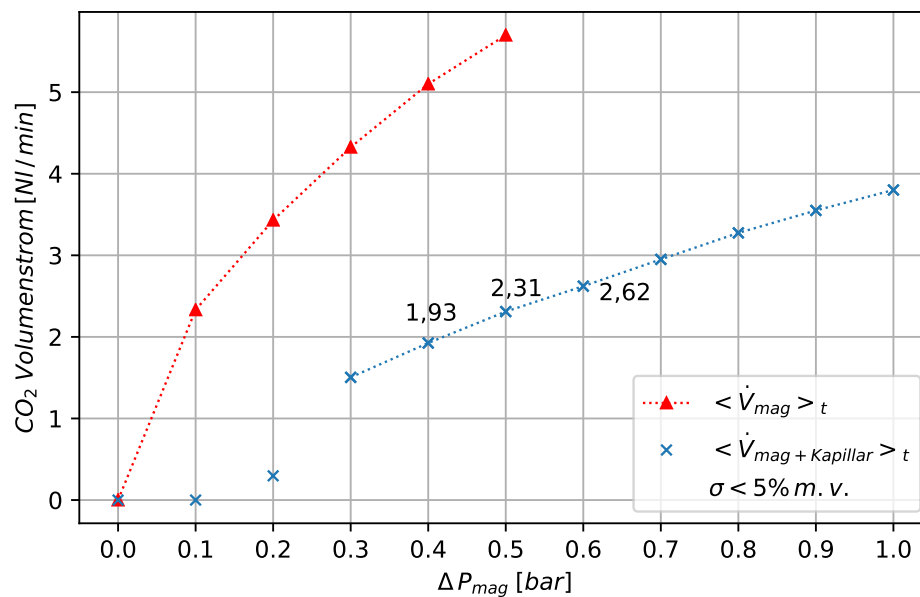


Abbildung 4.3: Gemessener Durchfluss über das Magnetventil \dot{V}_{mag} und Magnetventil mit anschließendem Kapillarrohr $\dot{V}_{mag+Kapillar}$. Die Werte sind gemittelt über 30 Messwerte. Der Differenzdruck über das Magnetventil wurde mittels Manometer auf $\pm 0,01$ bar genau eingestellt.

Aus Abbildung 4.3 ist ersichtlich, dass der Anstieg der roten Durchflusskennlinie sehr steil verläuft und somit eine präzise Einstellung der zu dosierenden Menge an CO₂: V_{CO_2} mittels Handrad am Druckminderer der CO₂ Flasche schwierig bzw. zu ungenau ist. Aus diesem Grund wird hinter das Ventil eine Kapillarrohr-Düse, wie sie auch in Kapitel 3.1.2 beschrieben wird, mittels Steckverbinder und PUR-Schlauch gesteckt. Dieser Aufbau wurde erneut gemessen und ergibt die nun deutlich flacher verlaufende blaue Kurve für $\dot{V}_{mag+Kapillar}$. Die Messwerte für 0,1 und 0,2 bar passen nicht zum Trend der Messkurve, was jedoch an der Ungenauigkeit des Messgerätes [6] für niedrige Volumenströme unterhalb von 1,5 NI/min liegt. Da das Magnetventil im Bereich $\Delta P_{mag} = 0,5$ bar betrieben werden soll, stellt dies jedoch

kein Problem dar.

Durchflussrate von CO_2 für das Erhöhung des CO_2 -Anteils um 4 vol. % gegenüber der eingeatmeten Luft mit einem AZV von 0,6 l um somit die Öffnungszeit Δt_v für das Magnetventil zu berechnen:

$$AZV = 0,55 \text{ l} \quad (4.1)$$

$$V_{\text{CO}_2} = 4 \% \cdot AZV = 0,022 \text{ l} \quad (4.2)$$

$$\Delta t_v = \frac{V_{\text{CO}_2}}{\dot{V}_{\text{mag} + \text{Kapillar}}} = \frac{0,022 \text{ l}}{2,31 \frac{\text{l}}{\text{min}}} \cdot 60 \frac{\text{s}}{\text{min}} \approx 570 \text{ ms} \quad (4.3)$$

Die Ventilöffnungszeit Δt_v muss somit im Programm für die Motorsteuerung (siehe Anhang D) bzw. in der Konfigurationsdatei des Motors (siehe Anhang E) hinterlegt werden. Die benötigte Zeit für das Öffnen und Schließen des Magnetventils wird von Hersteller als Abfallzeit bzw. Anzugszeit von 5-10 ms angegeben [20]. Diese liegt somit im Bereich von 1-2 % der gesamten Öffnungszeit $\Delta t_v = 570 \text{ ms}$ und ist somit vernachlässigbar. Wird das AZV der experimentellen Atmung verändert, muss auch die Öffnungszeit des Ventils angepasst werden. Dies funktioniert direkt über den micro-USB Anschluss an der Motorsteuerung, womit der Wert in der Konfigurationsdatei „PD4CFG.txt“ geändert werden kann. Das Gerät wird im Betriebssystem Windows als Speichermedium erkannt, zusätzliche Treiber müssen nicht installiert werden.

4.3 Atemprofil

Zunächst werden die Atemprofile, die mit dem experimentellen menschlichen Atemsystem möglich sind, getestet und dargestellt. Dazu werden verschiedene Motorgeschwindigkeiten und Distanzen getestet, um die Grenzen des Systems auszuloten. Dabei soll jedoch nicht die Grenze der mechanischen Komponenten überschritten werden, sodass ein Schaden am System entstehen würde. Der Motor wurde überdimensioniert ausgewählt, und bietet deutlich mehr Drehmoment, als für die ursprünglich vorgesehene Bewegung notwendig wäre. Deshalb muss hier mit Fingerspitzengefühl die Verfahrensgeschwindigkeit bzw. der maximale Strom am Motor erhöht werden, ohne dass Schäden am System auftreten.

Abbildung 4.4 zeigt zunächst das Atemprofil, das am nächsten an die Ruheatmung einer realen Person heran kommt. Die Messung zeigt vier Messreihen, welche nahezu das identische Atemprofil nachweisen. Eine Wiederholbarkeit der Messung ist somit bestätigt. Auffällig sind kleinere Abweichungen vom idealen negativen Sinusprofil, welche immer an den gleichen Punkten aufzutreten scheinen. Messfehler scheinen hier also eher unwahrscheinlich und es scheint eine Charakteristik in der Strömung vorzuliegen, welche möglicherweise durch die Motorbeschleunigung oder das Abbremsen entsteht.

Als Vergleich dient der gemessene Atemstrom eines Probanden in der Studie von Gupta, Lin und Chen (vgl. Abbildung 2.3). Die zwei Profile ähneln sich sehr stark, was Amplitude und Frequenz angeht. Lediglich ist beim experimentellen Atemprofil noch ein leichtes Plateau beim Erreichen des maximalen Volumenstromes zu erkennen. Dies kann mittels leichter Anpassung der Motorparameter noch verringert werden.

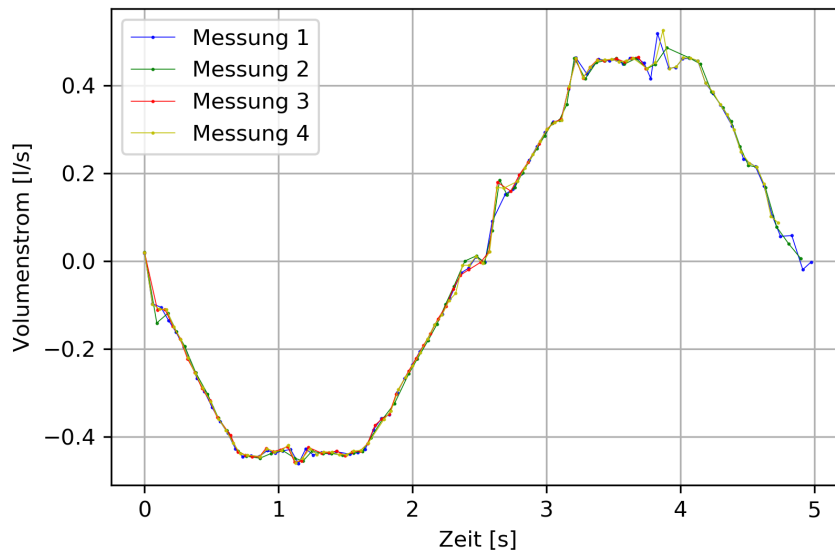


Abbildung 4.4: Gemessener Volumenstrom des experimentellen Atemsystems über vier Messreihen bei einer Atemfrequenz von 12 Atemzügen pro Minute.

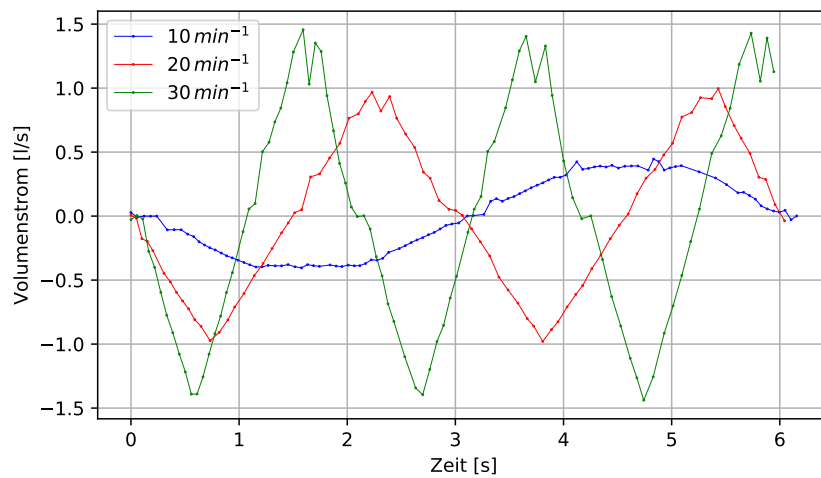


Abbildung 4.5: Messung des Atemvolumenstromes bei Atemfrequenzen von 10, 20 und 30 Atemzügen pro Minute.

Weitere mögliche Atemprofile für Atemfrequenzen von 10, 20 und 30 Atemzügen pro Minute sind in Abbildung 4.5 dargestellt. Während bei 10 Atemzügen pro Minute noch ein sinusförmiges Profil vorliegt, geht es bei steigender Frequenz in ein Zick-Zack Profil über. Hier

sind die Motorbeschleunigung und das Abbremsen sehr stark und das sinusförmige Atemprofil kann nicht mehr realisiert werden. Bei der Exhalation fällt außerdem ein Knick bzw. Einbruch des maximalen Volumenstroms auf. Bei der Exhalation benötigt der Motor am meisten Drehmoment, da er die Last gegen die Schwerkraft beschleunigen muss. Möglicherweise greift hier die Motorregelung ein, um einen Schrittvverlust des Motors zu verhindern. Eine höhere Atemfrequenz wurde deshalb nicht mehr getestet, um das System nicht zu beschädigen.

Bei der Vermessung der Atemprofile fiel außerdem auf, dass die Ergebnisse des CO₂-Sensors mit zunehmender Atemfrequenz ungenau werden, wie in Abbildung 4.9 deutlich zu erkennen ist. Während bei 10 Atemzügen pro Minute der Messwert noch konstant bei etwa 600 ppm lag, waren bei höheren Frequenzen starke Schwankungen erkennbar. Hier scheint eine starke Druckabhängigkeit der Sensoren vorzuliegen, die es in weiteren Arbeiten genauer zu Untersuchen gilt.

4.4 Atemzugvolumen des experimentellen Atemsystems

Nach der Charakterisierung der Atemprofile wird das AZV der experimentellen menschlichen Atmung vermessen. Es soll herausgefunden werden, ob der Zylinderbalg bei linearer Hubänderung ein lineares AZV erzeugt. Der Fahrweg des Motors wurde jeweils um eine Umdrehung erhöht, was einer Schrittweite von 25 mm entspricht. Es wird ein Bereich zwischen 50 mm und dem Maximum von 175 mm vermessen. Die untere Grenze von 50 mm wird gewählt, um einen ausreichend großen Volumenstrom für die Berechnung der AZV mittels Integration der Messwerte zu erreichen. Das AZV wird jeweils zwischen zwei Messpunkten integriert und anschließend für den Zeitraum des Ein- oder Ausatmens aufsummiert (Trapezregel). Die in Abbildung 4.6 dargestellten Werte beziehen sich auf die Exhalation, welche jedoch im Rahmen der Messgenauigkeit mit der Inhalation übereinstimmt. Die Berechneten Werte wurden bei einer Messfrequenz des Sensors von etwa 10 Hz und einer Atemfrequenz von 10min⁻¹ aufgenommen.

Wie in Abbildung 4.6 zu erkennen ist, liegt das maximale AZV der experimentellen Atmung bei etwa 1,9 L. Da die Zylinderbälge, welche als Lungenkammer funktionieren, einfach ausgetauscht werden können, kann hier durch größere Abmessungen noch ein höheres AZV erreicht werden. Außerdem ist eine lineare Abhängigkeit zwischen AZV und Fahrweg zu erkennen. Die Steigung liegt etwa bei 0,26 l/Umdrehung des Motors bzw. 0,01 l/mm.

4.5 Visualisierung der experimentellen menschlichen Atmung

Um einen ersten Eindruck von der räumlichen Ausbreitung der experimentellen Atmung zu bekommen, wurde diese mit Hilfe eines Laserlichtschnittes mit einer Wellenlänge im blauen Bereich des menschlichen Farbspektrums und Nebel aus einer Nebelmaschine visualisiert. Für die Visualisierung wurde das AZV auf etwa 1,1 Liter erhöht, um bei der Inhalation mehr Nebel in die Lungenkammern zu saugen und somit eine besser sichtbare Atemströmung zu erreichen. Die Heizfunktion des TM und die Belüftung des GZG war für diese Messung deaktiviert, da hier lediglich die Atemfunktion mit möglichst wenig Fremdeinwirkung betrachtet werden sollte. Sowohl die entstandene Strömung beim Ein- als auch beim Ausatmen konnte gut erfasst werden, wie in Abbildung 4.7 und 4.8 zu sehen ist. Auf den Abbildungen ist deutlich der Torso

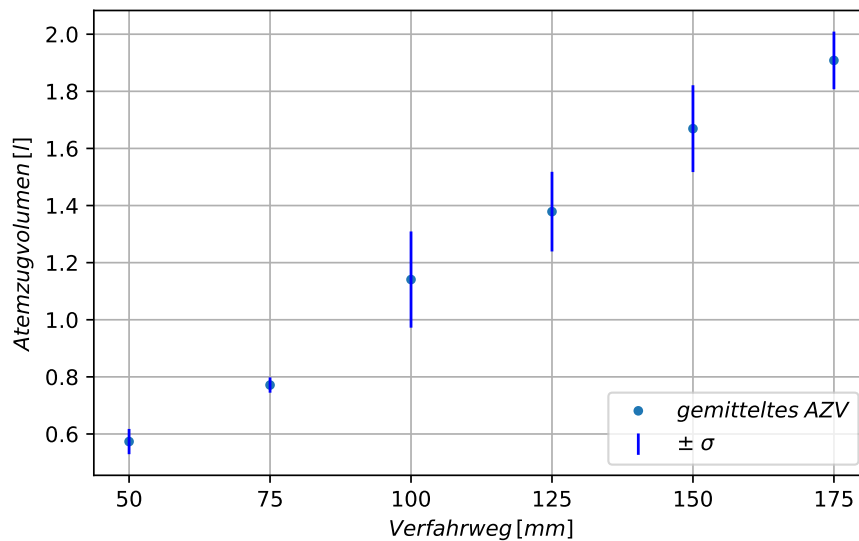


Abbildung 4.6: AZV der experimentellen Atmung in Abhängigkeit von dem Verfahrweg des Balgzylinders. Mittelung über 15 Messwerte und Berechnung der Standardabweichung σ .

und Hals des Thermodummies zu erkennen, und darüber die Silhouette der menschlichen Gesichtsmaske, welche am Dummy befestigt wurde.

Der Einatemvorgang in Abbildung 4.7 ist schwerer zu erkennen, da die Luft sehr diffus und gleichmäßig aus allen Richtungen eingeatmet wird, was man an den Nebelschlieren sieht, welche sich in einem Radius von etwa 10 cm um die Nase in Richtung Nasenspitze bewegen. Mittels PIV oder Particle Tracking Velocimetry können hier in zukünftigen Arbeiten aussagekräftigere Messungen gemacht werden. Beim Ausatemvorgang ist ein deutlicher Luftstoß zu sehen, der in Richtung des Brustkorbes des Dummies zielt. Zu Beginn ist dieser Atemstrahl noch sehr zielgerichtet und beginnt sich etwa ab Höhe des Kinns in Wirbelstrukturen aufzulösen, wie sie auch in der Arbeit von Xu u. a. Abbildung 2.7 zu sehen sind. Auf Brusthöhe ist die kinetische Energie des Atemstoßes quasi vollständig dissipiert und auch der Rauch hat sich stark mit der Umgebungsluft vermischt, sodass keine Eindeutige Strömungsrichtung mehr erkennbar war.

4.6 CO₂ Analyse

In Kapitel 4.3 wurde bereits erwähnt, dass bei den Messungen auffiel, dass die Messwerte der CO₂-Sensoren Schwankungen unterliegen, welche abhängig von der Atemfrequenzen (siehe Abbildung 4.9) sind. Bei einer Frequenz von 10 Atemzügen pro Minute sind die Schwankungen des Messwerts in dieser Skalengröße gar nicht bis kaum wahrzunehmen, während sie bei 15 Atemzügen pro Minute bereits sehr stark um bis zu ± 200 ppm schwanken und im Schnitt um etwa 100 ppm niedriger sind. Bei einer Steigerung der Frequenz auf 20 min^{-1} sind



Abbildung 4.7: Visualisierung der Strömung beim Einatmen der experimentellen menschlichen Atmung. Platzierung des Laserlichtschnittes mittig zu dem vorderen Nasenloch aus der Kameraperspektive.

die Messwerte komplett verfälscht und willkürlich. Die Tatsache, dass die Ungenauigkeit des Sensors mit der Geschwindigkeit der vorbei strömenden Luft bzw. des vorherrschenden Absolutdruckes zusammenhängt liegt nahe. Diese Abhängigkeit sollte in zukünftigen Arbeiten genauer untersucht werden. Hier soll nun lediglich eine Atemfrequenz bestimmt werden, bei welchen die verbauten CO_2 -Sensoren zuverlässige Ergebnisse liefert.

Dazu wurde die Messung wiederholt und die Messwerte der CO_2 -Sensoren für Atemfrequenzen zwischen 8 und 12 min^{-1} ausgewertet, was in Abbildung 4.10 zu sehen ist. Dazu wurde das Messsystem des ATM aktiviert und nach einer Minute die Atemfunktion gestartet und für zwei Minuten mit einem AZV von $0,55$ Litern betrieben. Die Messung lief nach dem Beenden der Atmesimulation von Minute 3 bis Minute 5 und den Verlauf der Messwerte zu beobachten. Es ist deutlich zu erkennen, dass die Messwerte in der ersten Minute bei deaktivierter Atmung relativ konstant waren und lediglich um $\pm 5 \text{ ppm}$ schwankten. Beim Aktivieren der Atemfunktion schwankten die Werte deutlich stärker um $\pm 20 \text{ ppm}$ bei den höheren Frequenzen über 10 min^{-1} . Bei einer Frequenz von 10 min^{-1} stieg der Messwert in der rechten Atemkammer nur gering an (unterer Graph) und blieb quasi konstant in der linken Atemkammer (oberer Graph). Die niedrigeren Atemfrequenzen wichen kaum ab von ihrem ursprünglichen Wert. So-

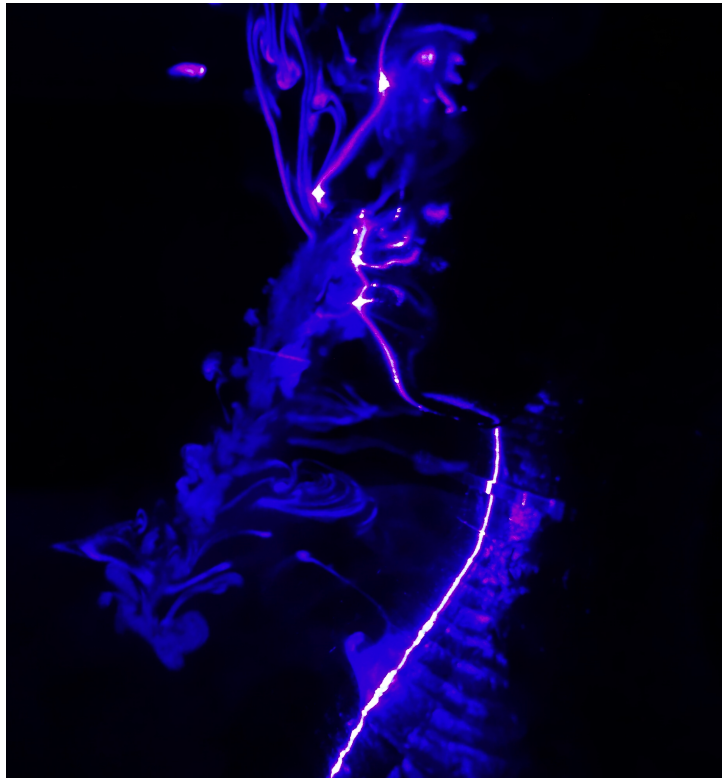


Abbildung 4.8: Visualisierung der Strömung beim Ausatmen der experimentellen menschlichen Atmung. Platzierung des Laserlichtschnittes mittig zu dem vorderen Nasenloch aus der Kameraperspektive.

mit lässt sich schließen, dass zeitlich aufgelöste Messungen des CO_2 -Gehaltes der inhalierten Luft mit Atemfrequenzen von 10 min^{-1} oder weniger durchgeführt werden sollten. Bei höheren Frequenzen können über zeitliche Mittelung möglicherweise trotzdem aussagekräftige Messungen erzielt werden.

In der folgenden Messung soll nun geprüft werden, ob das entwickelte ATM mit den CO_2 -Sensoren messen kann, wenn eine Person das GZG betritt und sich auf den Sitzplatz nebenan setzt. Dies wurde für die drei Belüftungszustände im GZG: CDV, hybride Belüftung, und keine Belüftung durchgeführt. Dafür wurde das GZG mit dem Belüftungskonzept und aktiviertem ATM zunächst für 20 Minuten vermessen. Zum Zeitpunkt $\Delta t_{\text{mess}} = 0$ betrat der Proband das Messlabor und setzte sich auf den Sitzplatz 02D am Fenster, während der Dummy mit der simulierten menschlichen Atmung auf dem Sitzplatz 02C am Gang sitzt (vgl. Abbildung 2.14). Die Messung mit Proband verlief dann noch weitere 15 Minuten. Die Atemfrequenz des ATM betrug bei allen drei Messungen $f_{\text{ATM}} = 10 \text{ min}^{-1}$, sodass geringere Einwirkungen des Absolutdruckes auf die Messwerte des CO_2 Sensors zu erwarten sind, wie in den vorherigen Messungen gezeigt wurde. Die Wärmeabgabe des ATM über dessen Oberfläche war für alle Messungen auf 85 Watt eingestellt, was die zuvor ermittelte Wärmeabgabe von Probanden sehr gut abbildet.

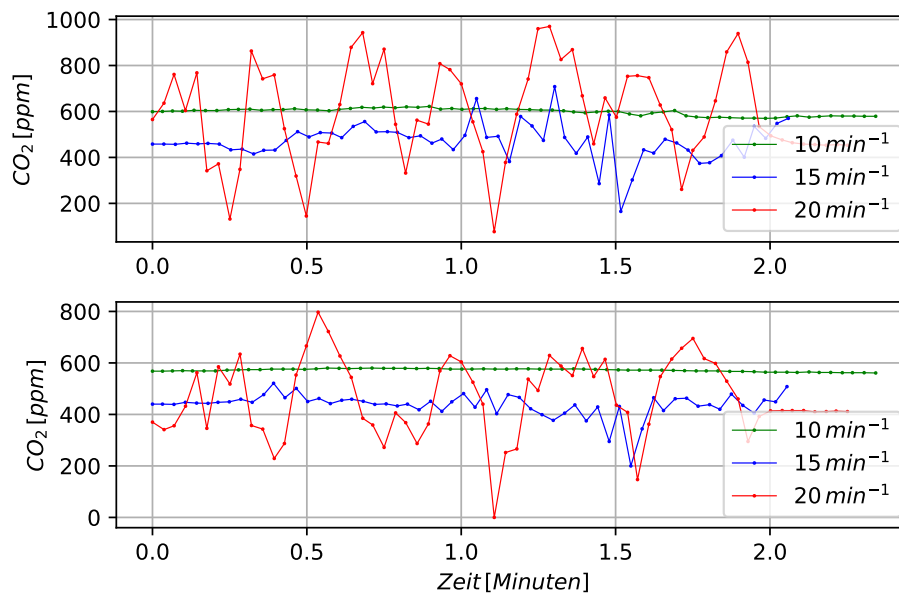


Abbildung 4.9: Messwerte der CO₂-Sensoren für Atemfrequenzen von 10, 15, und 20 Atemzügen pro Minute ohne CO₂-Dosierung. Die linke Lungenkammer ist im oberen Graphen und die rechte Kammer im unteren Graphen abgebildet.

Bei der ersten Messung mit dem Blüftungskonzept CDV mit einer Frischluftzufuhr von 230 l/s ist der CO₂-Gehalt in der Atemluft des ATM zunächst sehr konstant bei etwa 480 ppm, wie in Abbildung 4.11 zu erkennen ist. Dabei ist der Wert in der linken Atemkammer etwas höher und schwankt etwas mehr, was aber auch auf Messfehler des Sensors hindeuten könnte, da diese Auffälligkeit in den folgenden zwei Messungen ebenfalls zu erkennen ist. Bei $\Delta t_{mess} = 0$, als der Proband sich auf den Sitzplatz neben dem ATM setzt, ist ein deutlicher und plötzlicher Anstieg des CO₂-Gehaltes um etwa 130 ppm in beiden Atemkammern zu erkennen, der jedoch nach etwa 5 Minuten quasi komplett abgeklungen ist. Bei $\Delta t_{mess} = 10$ Minuten und etwa bei $\Delta t_{mess} = 12,5$ Minuten sind jeweils erneut ein Anstieg des CO₂-Gehaltes zu erkennen. Ein Grund dafür kann sein, dass der Proband den Kopf gedreht hat in Richtung des Dummies und dabei die ausgeatmete Luft durch das ATM eingesogen wurde, so wie es bei $\Delta t_{mess} = 0$ bereits der Fall war. Ein Anstieg der detektierten Temperatur und Relativen Luftfeuchtigkeit konnten jedoch bei diesen Anstiegen des CO₂-Gehaltes nicht gemessen werden. Diese lagen annähernd konstant bei $T_{mess} = 24,5 \pm 0,75$ °C und $RH = 44,5 \pm 1$ %.

Anschließend wurde die Messung wiederholt, wobei sich lediglich das Belüftungskonzept geändert hat auf das sogenannte Hybrid-Belüftungskonzept (vgl. Abbildung 4.12). Hierbei wurden 70 % der Frischluft über die Panele der Rieseldeckenbelüftung (vgl. Abbildung 2.13) und 30 % über die Luftmembransäcke der CDV in das Zuglabor eingeleitet. Der Volumenstrom der Zu-
luft betrug dabei $\dot{V}_{hybrid} = 114$ l/s. Dies war ebenfalls die Konfiguration der Belüftung bei den Messungen zu den Ausströmversuchen in Kapitel 4.1. Wie in Abbildung 4.12 zu erken-

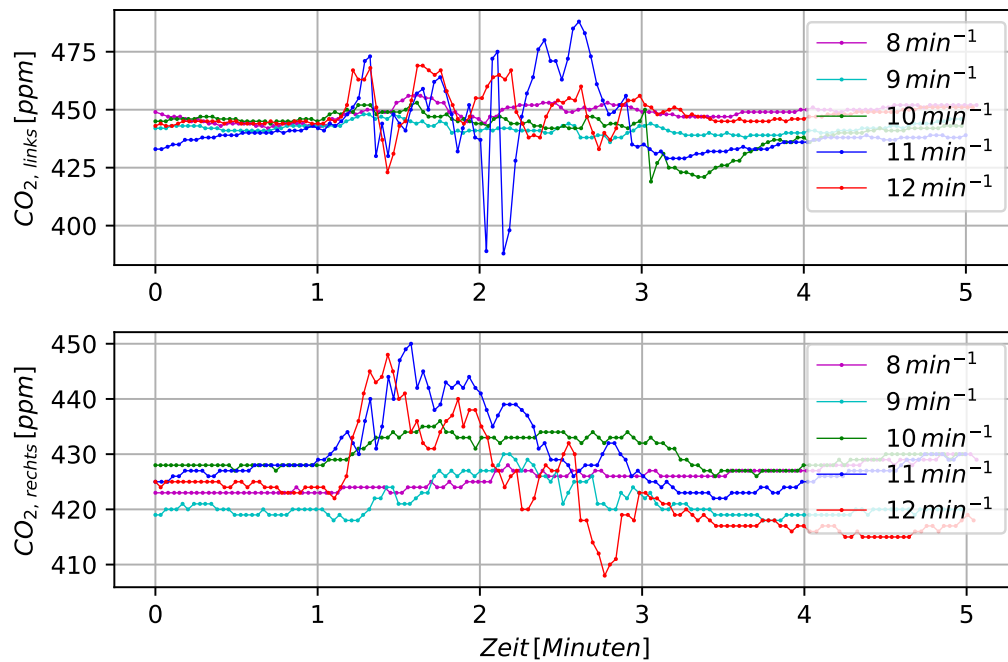


Abbildung 4.10: Messwerte der CO₂-Sensoren für Atemfrequenzen von 8 bis 12 Atemzügen pro Minute ohne CO₂-Dosierung. Die linke Lungenkammer ist im oberen Graphen und die rechte Kammer im unteren Graphen abgebildet.

nen ist, schwankt der gemessenen CO₂-Gehalt in der Atemluft des Dummies deutlich stärker als bei der vorherigen Messung mit der CDV. Ein Anstieg in der Atemluft ist auch hier zu erkennen zum Zeitpunkt $\Delta t_{mess} > 0$, als sich der Proband neben das ATM setzt. Dieser Anstieg erreicht sein Maximum etwa nach 6 Minuten und liegt dabei ca. 100 ppm über dem anfänglichen CO₂-Niveau. Der CO₂-Gehalt geht nach dem Erreichen des Maximums jedoch nicht sofort wieder auf den Ausgangswert zurück wie bei der Messung mit CDV, viel mehr bleibt er auf einem deutlich erhöhten Niveau. Dies spricht dafür, dass das CO₂ deutlich langsamer und weniger effizient vom ATM abtransportiert wird. Ursache hierfür ist sicherlich der deutlich geringere Volumenstrom \dot{V}_{hybrid} der nur etwa halb so groß ist wie bei \dot{V}_{CDV} , möglicherweise wird auch durch die Belüftung die hybride Belüftung von oben durch die Rieselerdecke und von unten durch die Membransäcke das CO₂ weniger effizient abtransportiert und hält sich dadurch länger in dem Inhalations-Bereich vor dem Gesicht des ATM (vgl. Abbildung 4.7).

Die letzte Messung zur CO₂ Analysefunktion des entwickelten Systems im GZG wurde mit deaktiviertem Belüftungssystem $\dot{V}_{aus} = 0 \text{ l/s}$ durchgeführt (vgl. Abbildung 4.13). Die relative Luftfeuchtigkeit ist dementsprechend leicht erhöht mit $RH_{ATM} = 46 \pm 0,5 \%$, die gemessene Temperatur liegt mit $T_{ATM} = 25 \pm 0,5^\circ\text{C}$ im Bereich der beiden vorherigen Messungen. Wie man in Abbildung 4.13 erkennen kann, ist der CO₂-Gehalt der Luft vor dem Betreten des Probanden deutlich höher als bei den vorherigen Messungen und liegt konstant bei etwa

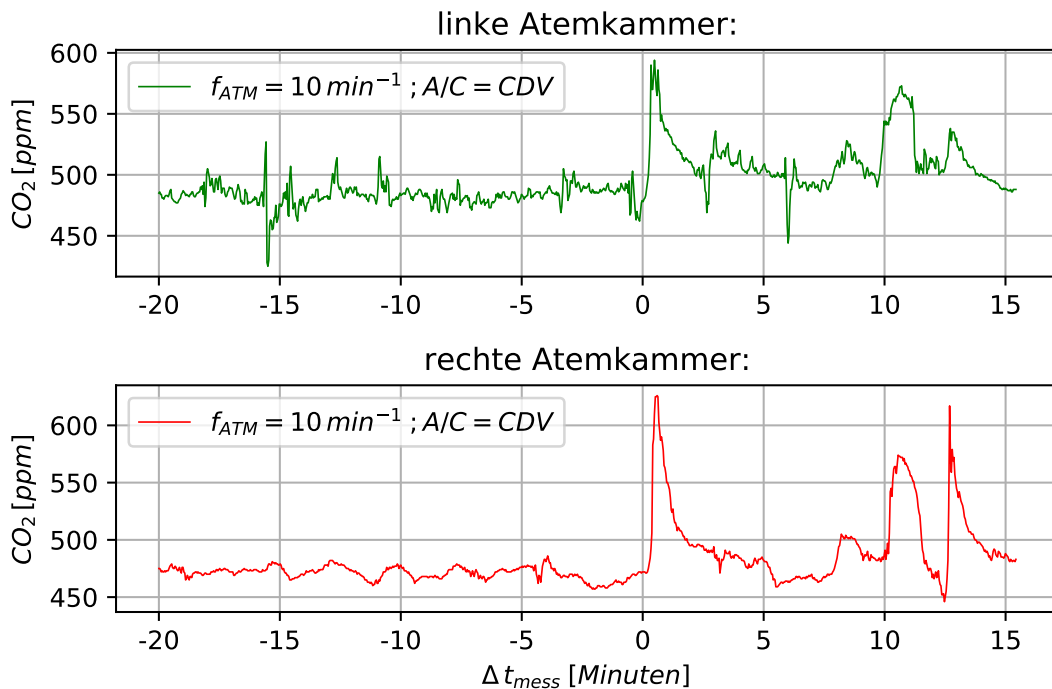


Abbildung 4.11: Messung des Anstiegs des CO_2 -Gehaltes in der linken und rechten Atemkammer des menschlichen Atemsystems auf Sitzplatz 02C. Bei Minute $t_{\text{mess}} = 0$ setzt sich der Proband auf den Sitzplatz 02D. Belüftungskonzept im GZG: CDV mit $\dot{V}_{\text{CDV}} = 230 \text{ l/s}$, Atemfrequenz des ATM: $f_{\text{ATM}} = 10 \text{ min}^{-1}$, Parameter der eingeatmeten Luft: $T_{\text{ATM}} = 24,5 \pm 0,75^\circ\text{C}$, $RH_{\text{ATM}} = 44,5 \pm 1\%$.

$670 \pm 15 \text{ ppm}$. Nach dem sich der Proband auf den Sitzplatz setzt, steigt der CO_2 -Gehalt kontinuierlich an, bis er sich zum Ende der Messung bei $\Delta t_{\text{mess}} = 15 \text{ min}$ bei knapp über 800 ppm befindet. Deutliche Maxima wie bei den beiden Anderen Belüftungskonzepten waren somit nicht zu erkennen. Vielmehr verbleibt das CO_2 aufgrund der fehlenden Belüftung am Platz des Probanden und des ATM und sammelte sich vermutlich aufgrund der größeren Dichte im Vergleich zur Kabinenluft am Boden des Zuglabors. Durch die natürliche Konvektionsströmung aufgrund der Auftriebskräfte nahe des beheizten ATM (vgl. Anhang A) gelangte so vermutlich immer mehr CO_2 vom Boden des Zuglabors in den Bereich des Gesichts des ATM und somit auch in die Lungenkammern.

Mit den Messungen zur CO_2 Analyse konnte gezeigt werden, dass das System funktionsfähig ist und präzise genug, um den Anstieg des CO_2 in der Atemluft durch einen Probanden in der unmittelbaren Umgebung, wie beispielsweise dem benachbarten Sitzplatz zu detektieren. Ebenfalls wurde der große Einfluss der vorherrschenden Belüftung im Zuglabor auf die Messung deutlich. Während bei deaktiviertem Belüftungssystem ein kontinuierlicher Anstieg des CO_2 -Gehalts in den Lungenkammern zu erkennen war, konnten bei der CDV vereinzelte

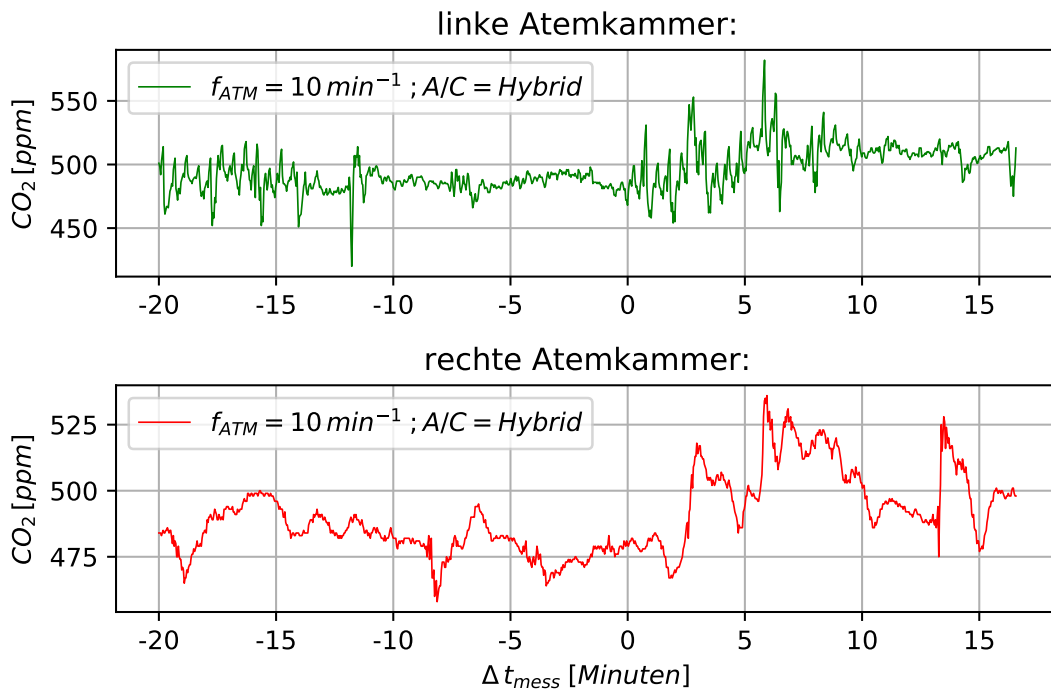


Abbildung 4.12: Messung des Anstiegs des CO_2 -Gehaltes in der linken und rechten Atemkammer des menschlichen Atemsystems auf Sitzplatz 02C. Bei Minute $t_{mess} = 0$ setzt sich der Proband auf den Sitzplatz 02D. Belüftungskonzept im GZG: Hybrid-Belüftung mit $\dot{V}_{hybrid} = 230 \text{ l/s}$, Atemfrequenz des ATM: $f_{ATM} = 10 \text{ min}^{-1}$, $T_{ATM} = 25,5 \pm 0,5^\circ\text{C}$, $RH_{ATM} = 43 \pm 2\%$.

Maxima festgestellt werden, welche nach etwa 3 Minuten wieder abgeklungen waren. Die gemessene Temperatur und relative Luftfeuchtigkeit waren über die gesamten Messungen annähernd konstant. Um diese Messfunktionen zu überprüfen und das zeitliche Verhalten der Messwerte bei einer Sprungfunktion der Messparameter zu untersuchen, sollen im nachfolgenden Kapitel weitere Untersuchungen durchgeführt werden.

Genauere Aussagen wie viel exhalierete Atemluft ein Passagier von seinem Sitznachbarn während einer Zugfahrt oder eines Langstreckenfluges eingeatmet werden, könnte auf diese Weise ebenfalls abgeschätzt werden. Mit diesen Werten kann somit das Infektionsrisiko durch Viren, welche sich über Aerosole ausbreiten, abgeschätzt werden. Dazu wären allerdings noch weitere detaillierte Informationen über die Verbreitung und das Ansteckungspotential nötig, wie sie beispielsweise in der Arbeit von Qingyan “Yan” Chen, James J. McDevitt [32] aufgeführt werden. Mehr Aussagekraft über die Verbreitung der Atemluft kann vermutlich mittels Spurengas (SF_6) getroffen werden, da es nur in sehr geringen Mengen in der Erdatmosphäre enthalten ist und somit in kleineren Dosen gemessen und dosiert werden kann, wie es zum Beispiel in der Arbeit von Melikov und Kaczmarczyk [25] getan wurde. Es ist jedoch auch ein sehr starkes Treibhausgas und sollte deshalb nur gezielt und bedacht zu Einsatz kommen.

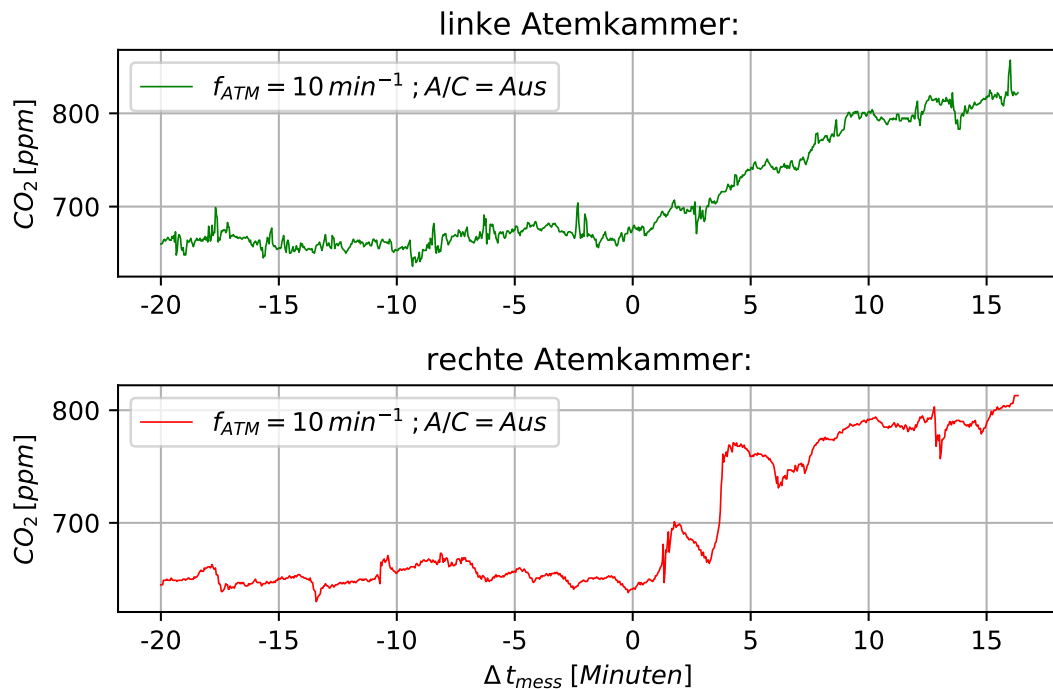


Abbildung 4.13: Messung des Anstiegs des CO_2 -Gehaltes in der linken und rechten Atemkammer des menschlichen Atemsystems auf Sitzplatz 02C. Bei Minute $t_{mess} = 0$ setzt sich der Proband auf den Sitzplatz 02D. Belüftungskonzept im GZG: Belüftungssystem deaktiviert $\dot{V}_{aus} = 0 \text{ l/s}$, Atemfrequenz des ATM: $f_{ATM} = 10 \text{ min}^{-1}$, $T_{ATM} = 25 \pm 0,5^\circ\text{C}$, $RH_{ATM} = 46 \pm 0,5\%$.

4.7 Sprungantwort der Sensoren bei Detektion eines Atemstoßes in das Gesicht des ATM

Bei der Messung der Sprungantwort der CO_2 -, Temperatur-, Luftfeuchtesensoren auf eine Sprungfunktion soll das zeitliche Verhalten der Sensoren des experimentellen Atemsystems untersucht werden. Das ATM, wie bei der vorherigen Messung auf dem Sitzplatz 02C. Die Belüftung des GZG ist aktiv und das Belüftungskonzept ist die CDV. Ein Proband atmet dem ATM nun mit zwei tiefen Atemzügen direkt ins Gesicht. Dies kann zum Beispiel passieren während sich der Proband auf den Sitzplatz nebenan setzt.

Wie in Abbildung 4.14 zu erkennen ist, steigt der CO_2 -Gehalt und die relative Luftfeuchtigkeit in der inhalierten Atemluft des ATM schlagartig an, aufgrund des Atemstoßes des Probanden. Die Temperatur steigt über die gesamte Dauer der Messung minimal an, was aber nicht auf das Experiment zurückzuführen ist. Dazu hat die Temperatur der ausgeatmeten menschlichen Atemluft von ca. $30 - 34^\circ\text{C}$ einen zu geringen Unterschied zur Umgebungstemperatur, so dass sich die Temperatur sofort durch Dissipation der Wärme verringert und bei Erreichen des Temperatursensors in der Atemkammer bereits auf das Temperaturniveau der Umgebungs-

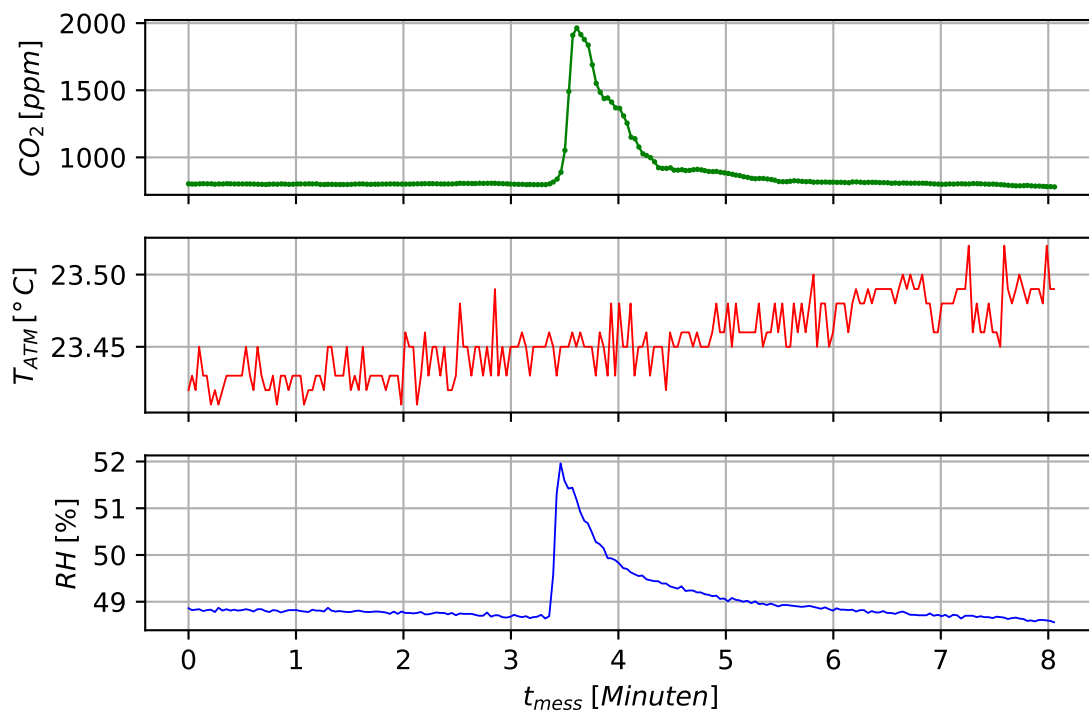


Abbildung 4.14: Messung der Sprungantwort der CO_2 -, Temperatur-, Luftfeuchtesensoren in der Lungenkammer des ATM bei Exhalation eines Menschen in das Gesicht des atmenden thermischen Menschmodells. $AZV = 0,55 \text{ L}$, $f_{ATM} = 10 \text{ min}^{-1}$, $\dot{V}_{CDV} = 230 \text{ l/s}$.

luft abgefallen ist. Die gemessene Luftfeuchtigkeit in diesem Versuch steigt schlagartig um etwa 3 % an. Anschließend fällt sie exponentiell ab. Bis sie sich wieder dem Ursprungswert nähert, vergehen etwa 2,5 Minuten. Der gemessene CO_2 -Gehalt steigt etwas langsamer und leicht verzögert an, was eine gewisse Trägheit des SCD30-Sensor von Sensirion vermuten lässt. Die Kurve fällt ebenfalls annähernd exponentiell ab und erreicht nach etwa 2 Minuten ihren ursprünglichen Wert. Diese Messung zeigt, dass bei zeitlichen aufgelösten Messungen mit dem ATM in Betracht gezogen werden muss, dass das System hinsichtlich CO_2 und Luftfeuchtigkeit eine Trägheit aufweist, die es zu berücksichtigen gilt. Dies kann auch zum einen an der Trägheit der Sensoren aber auch am Residualvolumen des ATM liegen, welches hauptsächlich durch den Schlauch zur Anbindung an die Gesichtsmaske resultiert. Das Residualvolumen im Schlauch mit dem Durchmesser $d_s = 11 \text{ mm}$ und etwa 1,5 m Länge beträgt 0,14 Liter. Dies sind 26 % des bei der Messung verwendeten AZV. Das Residualvolumen beim Menschen beträgt etwa 1,3 Liter (siehe Kapitel 2.1). Für weiterführende Messungen können möglicherweise dünnere Schläuche verwendet werden, um bei der Exhalation möglichst viel „alte“ bereits analysierte Luft auszustoßen und die Messdynamik zu verbessern.

4.8 CO₂ Dosierung

Bei dieser Messung soll nun lediglich die CO₂-Dosierung und Verteilung des ausgestoßenen CO₂ im GZG untersucht werden. Dazu wird das ATM auf dem Sitzplatz 02C aktiviert und ebenfalls die CDV Belüftung des GZG und die CO₂-Sensoren auf den Sitzplätzen im Umkreis um das ATM. Die Werte der Sensoren auf den Sitzplätzen werden für 25 Minuten vor Beginn des CO₂-Ausstoßes gemittelt und als Nullwert angenommen. Zum Zeitpunkt $\Delta t_{mess} = 0$ wird die CO₂-Dosierung des ATM aktiviert und der Anstieg des CO₂-Gehaltes in der Kabinenluft in der Sitzreihe „02“ des Dummies und in der Sitzreihe „03“ dahinter gemessen. Das Ergebnis dieser Messung ist in Abbildung 4.15 zu sehen.

Anschließend wird das GZG für eine Stunde gelüftet, ohne dass sich Personen darin befinden, um somit eine neutrale CO₂-Verteilung für die nächste Messung mit einem Probanden zu erhalten. Dafür werden erneut 25 Minuten die Werte der Sensoren gemittelt und als Nullwert angenommen, dies entspricht der Hintergrund-Konzentration welche hier nicht in die Messwerte einfließen soll. Anschließend setzt sich ein Proband auf den Sitzplatz, auf dem zuvor das experimentellen Atemsystems mit thermischem Menschmodell installiert war. Das Ergebnis dieser Messung ist in Abbildung 4.16 zu sehen.

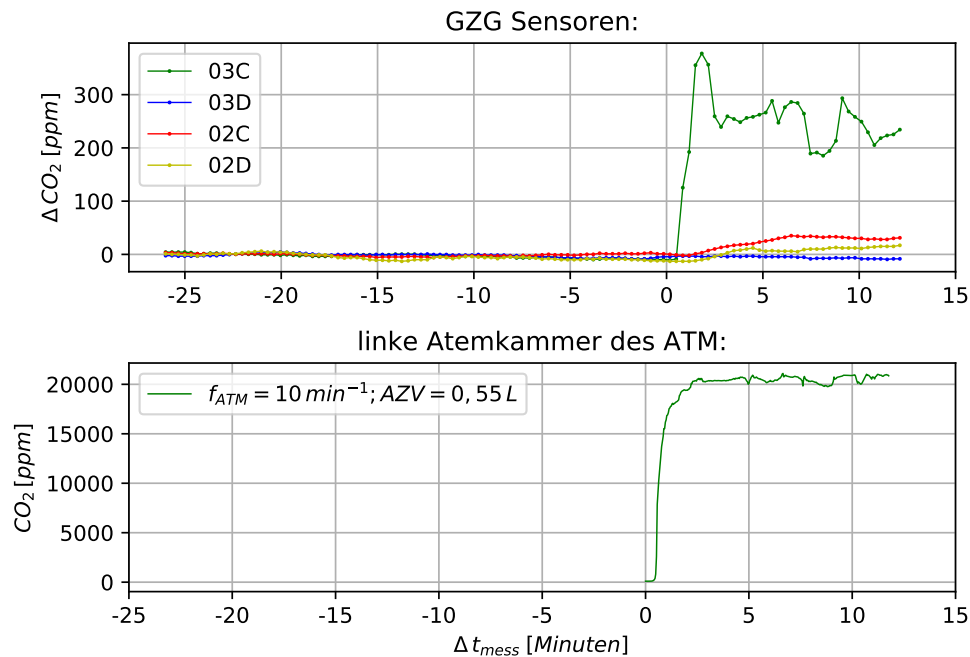


Abbildung 4.15: Gemessener CO₂-Anstieg auf den Sitzplätzen in der Reihe des ATM auf Sitzplatz 02C und in der Reihe dahinter. Die Atmung mit CO₂-Dosierung beginnt zum Zeitpunkt $\Delta t_{mess} = 0$. Der Anstieg des CO₂ in der linken Atemkammer ist im unteren Teil der Grafik abgebildet. $AZV = 0,55 \text{ l/min}$; $f_{ATM} = 10 \text{ min}^{-1}$; $V_{\text{CO}_2} = 4\% \cdot AZV$.

Der direkte Vergleich zeigt, dass bei dem Dummy der größte CO₂ Anstieg auf dem Sitzplatz

dahinter gemessen wurde, beim Probanden war es der Sensor, auf dem Sitzplatz 02C, welcher vor dem Probanden an der Rückenlehne des Vordersitzes montiert ist. Die Werte bei den Messungen mit ATM schwankten etwas weniger, was jedoch zu erwarten war, da sich der Dummy nicht bewegte und eine konstante Atmung besaß, während bei der realen Person mehr Bewegungen des Kopfes und des Körpers und auch möglicherweise eine andere Atemfrequenz auftreten kann. Zusätzlich war bei dieser Messung die Beheizung der Körperoberfläche des ATM nicht aktiv, was ebenfalls Auswirkungen auf die CO_2 Verteilung in der Kabine gehabt haben kann.

Eine mögliche Erklärung für den starken Anstieg des CO_2 auf dem Sitzplatz hinter dem atmenden Dummy ist, dass die nach oben steigende Luft durch die CDV, die unter den Sitzen ausströmt und an den Beinen und am Torso des ATM empor strömt, bis sie über dem Kopf des atmenden Dummies abgesaugt wird (vgl. Abbildung 2.15). Ein Großteil der Atemluft und somit auch des ausgestoßenen CO_2 wird mit nach oben getragen, das schwerere CO_2 sinkt über dem Kopf des Dummies ab, da es eine etwas höhere Dichte besitzt, als die Luft. Dort gelangt es schließlich nach unten zum Sensor des dahinter liegenden Sitzplatzes 03C. Um diese Theorie zu überprüfen, müssen jedoch genauere Untersuchungen zur Kabinenströmung mittels räumlich auflösender Messverfahren gemacht werden. Auffällig ist ebenfalls, dass diese Phänomen bei der Messung mit dem Probanden nicht beobachtet werden konnte, wie Abbildung 4.15 im oberen Graph zu sehen ist. Hier waren die CO_2 -Werte am stärksten ausgeprägt auf den Sitzplätzen, auf denen der Proband saß und etwas weniger stark auf den Sitzplätzen nebenan. Eine Erklärung hierfür können möglicherweise, wie bereits erwähnt, Bildgebende Messverfahren wie PIV oder PTV liefern.

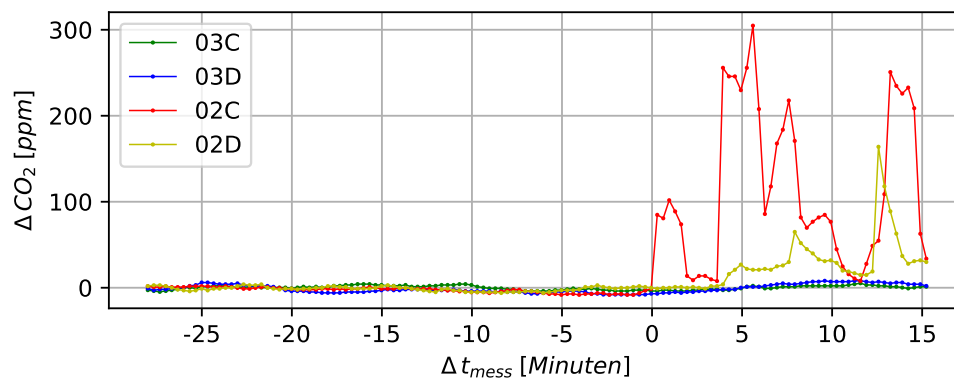


Abbildung 4.16: Gemessener CO_2 -Anstieg auf den Sitzplätzen in der Reihe des Probanden und in der Reihe dahinter. Der Proband betritt bei Minute $\Delta t_{\text{mess}} = 0$ das Abteil und setzt sich auf den Sitzplatz 02C.

Zum Abschluss dieses Kapitels soll noch der Anstieg des CO_2 in den beiden Lungenkammern des experimentellen Atemsystems, nach dem Start Systems bei Minute 0 in Abbildung 4.15 diskutiert werden. Wie zu erwarten, steigt der Wert in der linken Kammer, in der das CO_2 dosiert wird, schnell an bis auf einen quasi stationären Endwert bei ca. 20.000 ppm. Die Genauigkeit dieses Messwertes ist jedoch nicht gesichert, da der Messbereich des Sensors

lediglich bis 10.000 ppm angegeben ist [39].

4.9 Kombinierte CO₂ Dosierung mit Analyse

Bei dieser Messung soll nun überprüft werden, ob bei aktivierter CO₂-Dosierung des ATM ein Anstieg des CO₂-Niveaus durch einen zusteigenden Fahrgast erkannt werden kann. Dass dabei gewählte Belüftungskonzept im GZG ist die CDV. Zunächst wird die CO₂-Hintergrundkonzentration in der Luft des GZG gemessen und über einen Zeitraum von 10 Minuten gemittelt und als Nullwert bestimmt.

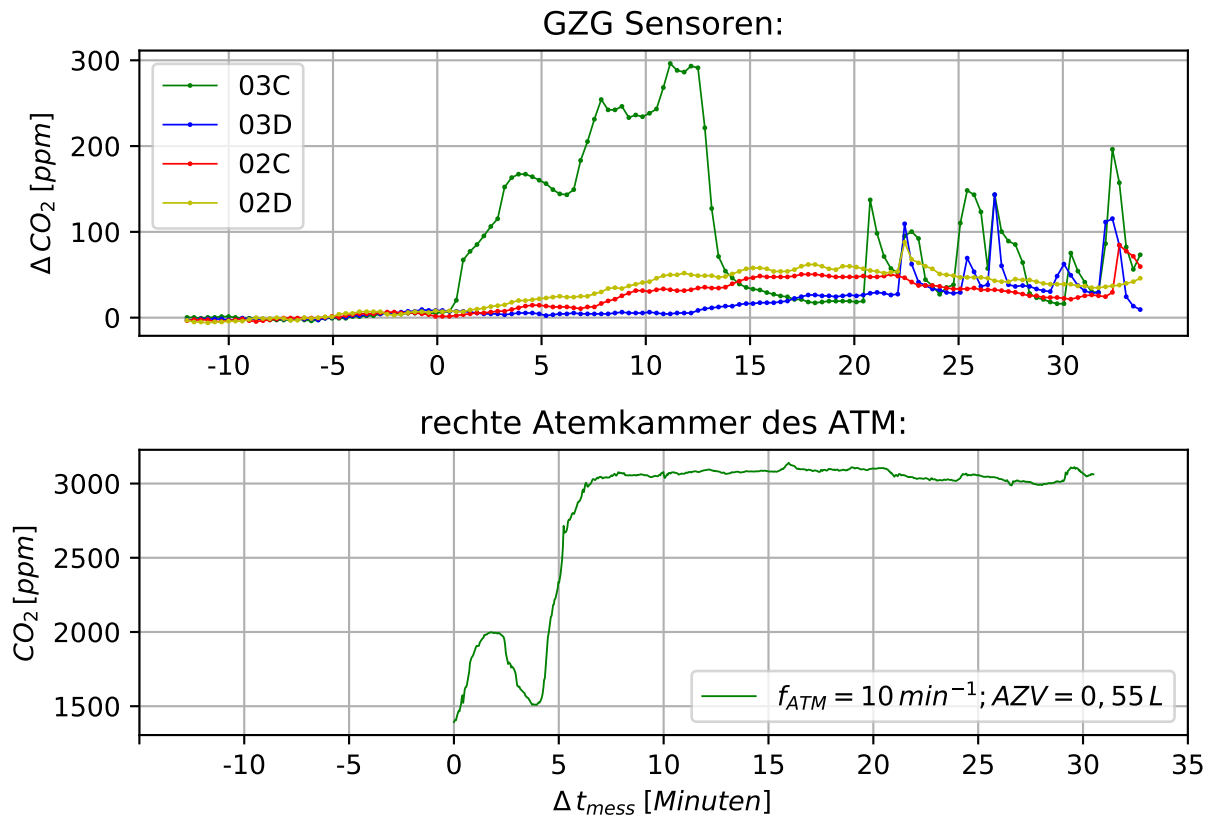


Abbildung 4.17: Aktivierung des experimentellen Atemsystems im GZG auf Sitzplatz 02C bei Minute 0 und Anstieg des CO₂ Gehaltes in den Lungenkammern (a). Nach weiteren 20 Minuten betritt ein Proband das Abteil und setzt sich auf den Sitzplatz 02D neben den atmenden Dummy. $\text{AZV} = 0,55 \text{ l/min}$; $f_{\text{ATM}} = 10 \text{ min}^{-1}$; $\dot{V}_{\text{CO}_2} = 4\% \cdot \text{AZV}$, $\dot{V}_{\text{CDV}} = 230 \text{ l/s}$.

Zum Zeitpunkt $t_{\text{mess}} = 0$ wird das ATM mit CO₂-Dosierung aktiviert. Dies hat den Anstieg des CO₂-Gehalts auf dem Sitzplatz 03C hinter dem ATM zur Folge, wie in Abbildung 4.17 zu erkennen ist. Der Anstieg des CO₂ Gehalts in den Lungenkammern ist im unteren Graphen abgebildet. Ein kurzer Druckabfall an der CO₂ Flasche hat hier einen kurzzeitigen

Abfall des CO₂-Gehaltes zur Folge. Dies wurde schnell erkannt und korrigiert, sodass sich der CO₂-Gehalt einem quasi stationären Wert annähert. Nach 10 Minuten setzt sich ein Proband auf den Sitzplatz 02D nebenan. Weitere 10 Minuten später bei $t_{mess} = 20$ Minuten setzt sich eine weitere Person auf den Sitzplatz 03C hinter dem ATM. Dies erklärt den Anstieg, der von den Sensoren im GZG gemessen wurde. Die Schwankungen in Sitzreihe 03 sind jedoch deutlich stärker ausgeprägt. Grund hierfür sind möglicherweise Einflüsse der Kabinenströmung oder Bewegungen des Kopfes der Probanden. Genauere Aussagen dieses Verhaltens lassen sich nur mit einer Strömungsvisualisierung machen. Auch sollten die Bewegungen der Probanden gefilmt werden, um somit ebenfalls Rückschlüsse auf Änderungen der Kopfhaltung und des Ausströmens beim Ausatmen zu treffen. In der rechten Atemkammer zur Analyse der Werte steigt das CO₂ auf einen annähernd konstanten Wert von etwa 3000 ppm, da durch das Residualvolumen im Schlauch bis zur Nasenöffnung des ATM, das dosierte CO₂ bei der Inhalation in beide Lungenkammern zurück gesogen wird. Die Messwerte schwanken hierbei deutlich und lassen eine zeitlich aufgelöste Messung nur schwer zu. Ein Anstieg des CO₂-Gehalts in der rechten Atemkammer Aufgrund des Probanden auf Sitzplatz 02D kann vermutet werden, da von Minute 10 bis 20 der CO₂-Gehalt leicht ansteigt, als bei Minute 20 der zweite Proband das GZG betritt, fällt er jedoch wieder. Die Ergebnisse sind somit uneindeutig und lassen sich nicht klar den beiden Probanden zuordnen.

5 Zusammenfassung

Systeme zur Simulation der Atmung von Passagieren sind in der Forschung bereits in experimenteller Form [4, 7, 10, 12, 25, 28, 31, 45] oder in numerischen Simulationen [18, 19, 22, 32, 50] im Einsatz. Auch gibt es bereits viele Messergebnisse und detaillierte Charakterisierungen zu der dabei entstehenden Strömung durch Mund und Nase, wobei meist nur die Exhalation betrachtet wurde, da diese den größten Einfluss auf die räumliche Ausbreitung von Atemgasen und Krankheitserregern wie Bakterien und Viren hat [14, 49]. Neben der Inhalation und Exhalation wurde ebenfalls die resultierende Strömung beim Sprechen und Husten untersucht [49]. Die Inhalation erfolgt sehr diffus in einem Radius von etwa 10 cm wie auch in Abbildung 4.7 zu erkennen war. In numerischen Studien konnte zudem herausgefunden werden, dass die geometrischen Struktur des Gesichts durchaus Auswirkungen auf das Strömungsfeld der Atmung bei der Inhalation in einem Abstand von 10 – 20 mm vom Gesicht hat [22]. Dies beeinflusst ebenfalls die Inhalation von Partikeln, wie Staub oder Aerosolen, in die Nase. Aerosole sind vor allem bei Untersuchungen zur Übertragung von Viren über die menschliche Atmung, wie beispielsweise zwischen Passagieren in einem Flugzeug [32] oder in geschlossenen Räumen [28] von Interesse. Es sind kleine Flüssigkeitspartikel mit Durchmessern unter $5\text{ }\mu\text{m}$ welche Viren enthalten können und beispielsweise als Übertragungsweg für das neuartige Coronavirus gelten [35].

Einen detaillierten Einblick in den Aufbau bzw. in die Entwicklung eines experimentellen Atemsystems konnte die Arbeit von Martin Ivanov [24] geben. Jedoch wurde dieses System bisher nicht umgesetzt. Die anderen experimentellen Atemsysteme wurden in den jeweiligen Veröffentlichungen nur kurz beschrieben, aber keine detaillierten Informationen zum Aufbau preisgegeben. Es handelte sich um Zylinder oder kleine Ventilatoren, welche die menschliche Inhalation bzw. Exhalation simulierten.

Die gewonnenen Informationen wurden in drei Technischen Prinzipien umgesetzt, welche Anhand von selbst gesetzten Kriterien bewertet wurden, um ein geeignetes Prinzip zu ermitteln. Dieses war ein Antrieb mittels Schrittmotor und Spindel, gepaart mit zweie Zylinderbalgen, welche als Lungenkammern fungieren. Die linke Lungenkammer dient zur Dosierung des Atemgases CO_2 und die rechte zur Analyse der Atemluft mittels CO_2 , Temperatur und Luftfeuchte-Sensoren. Zum Messen des Atemvolumenstroms wurde auch ein Volumenstromsensor installiert. Einige Teile für die Luftführung und Unterbringung der Sensoren wurden, um einen möglichst geringen Druckverlust zu erzeugen, im CAD-Programm modelliert und anschließend im 3D-Druckverfahren hergestellt. So auch die Gesichtsmimik für die Atmung, welche an den Thermischen Menschmodellen angebracht wird. Diese simuliert den Querschnitt und die Öffnungsrichtung der Nasenlöcher einer Frau, wie sie in Studien mit ProbandInnen ermittelt wurden. Das Mobile Messsystem, welches bereits in einer anderen Arbeit am DLR entwickelt und seitdem konsequent weiterentwickelt wurde übernimmt die Aufzeichnung der Messdaten. Umgesetzt wird auf einem Raspberry Pi Minicomputer. Dieser steuert den Schrittmotor, wobei die Motorparameter direkt über eine Konfigurationsdatei in der Motorsteuerung eingestellt werden. Das Magnetventil zur Dosierung des CO_2 wird ebenfalls über einen Digitalausgang der Motorsteuerung angesteuert.

Nachdem die Entwicklung und Programmierung des Systems abgeschlossen war, folgte die Erprobung der Funktionen und Charakterisierung der experimentellen Atmung im generischen

Zuglabor des DLR. Hier wurde das System an ein Thermisches Menschmodell angeschlossen und die erzeugte Strömung mittels Nebel und Laserlichtschnitt charakterisiert. Das Profil des Atemvolumenstromes wurde ebenfalls mit dem Volumenstromsensor vermessen und mit den Messungen an einem Probanden [14] verglichen und sowohl die Frequenz als auch die Amplitude stimmen gut überein. Feineinstellungen über die Parameter der Motorsteuerung lassen Spielraum für Anpassungen des erzeugten Atemprofils. Da das System über einen Schrittmotor mit 3,5 Nm Drehmoment und somit großen Leistungsreserven angetrieben wird, konnten Frequenzen bis 30 min^{-1} und ein Atemzugvolumen von 1,9 Litern erreicht werden.

Anschließend wurde die Funktion und Genauigkeit der Sensoren des Systems mittels Probandenversuchen getestet. Einschränkung hinsichtlich der Messgenauigkeit der CO_2 -Sensoren wurden ab Atemfrequenzen größer 10 min^{-1} festgestellt, da hier eine Abhängigkeit der Messwerte von der Strömung bzw. des Absolutdrucks am Sensor vorliegt. Die Sprungantwort des Messsystems zeigte ein Ausatmen des Probanden in das Gesicht des Dummies während der Inhalation des ATM. Hierbei lies sich die Dynamik des Systems charakterisieren, und der Einfluss des Residualvolumens erkennen. Die Analysefunktion der eingeatmeten Raumluft funktioniert und der Anstieg des CO_2 -Gehalts durch eine Person auf dem benachbarten Sitzplatz kann auch bei aktivierter Kabinenbelüftung des Zuglabors erkannt werden. Ein Vergleich der CO_2 Verteilung zwischen dem ATM und einem Menschen war aufgrund der turbulenten Strömung im Zuglabor schwer machbar. Hier sollten bildgebende Messverfahren zur genauen Analyse der Strömung und CO_2 -Messungen kombiniert werden.

Somit konnte in dieser Arbeit ein mobiles System zur präzisen Simulation des menschlichen Atemstromes, Analyse der Atemluft und präzisen Dosierung von CO_2 entwickelt und getestet werden. Zusätzlich wurde ein System zur gleichmäßigen Dosierung von CO_2 für das generische Zuglabor entwickelt und mit Probandenversuchen evaluiert. Ein, im Vergleich zur Literatur, erhöhter CO_2 -Ausstoß der Probanden wurde dabei festgestellt und sollte in weiterführenden Arbeiten ausführlicher untersucht werden. Die Genauigkeit und Druckabhängigkeit der CO_2 -Sensoren, welche im ATM und im Zuglabor zum Einsatz kommen, sollte ebenfalls in zukünftigen Arbeiten überprüft werden. Die entwickelte experimentelle Atmung bietet die Möglichkeit ein Spurengas-Messsystem anzuschließen und so die Ausbreitung der Atemluft und somit auch die Ausbreitung von Krankheitserregern oder Verunreinigungen in der Luft zu untersuchen. Hierbei kann auch die Wirkung von Atem- oder Gesichtsmasken untersucht werden. Zusätzlich sollte eine Weiterentwicklung der Atemfunktion hinsichtlich einer Erwärmung der ausgeatmeten Luft auf menschliche Atemtemperatur und gleichzeitigen Befeuchtung der Luft in Betracht gezogen werden, um Auftriebseffekte der exhalierten Luft abzubilden. Weiteres Verbesserungspotential des Systems liegt in der Verringerung des Residualvolumens und somit Verbesserung der Messdynamik des Systems oder der Implementierung einer experimentellen Simulation der Strömung beim menschlichen Niesen oder Husten.

Quellenverzeichnis

- [1] adafruit. *Adafruit FT232H Breakout - General Purpose USB to GPIO, SPI, I2C*. Hrsg. von adafruit. URL: <https://www.adafruit.com/product/2264> (besucht am 01.08.2020).
- [2] Amboss - Fachwissen für Mediziner. *Atemmechanik*. URL: <https://www.amboss.com/de/wissen/Atemmechanik> (besucht am 07.05.2020).
- [3] Ernst Becker. „Rohrströmung“. In: *Technische Strömungslehre*. Hrsg. von Ernst Becker und Eckart Piltz. Teubner-Studienbücher. Wiesbaden: Vieweg+Teubner Verlag 1993, S. 107–125. ISBN: 978-3-519-03090-4. DOI: 10.1007/978-3-322-90547-5{\textunderscore}7.
- [4] F. A. Berlanga u. a. „Influence of the geometry of the airways on the characterization of exhalation flows. Comparison between two different airway complexity levels performing two different breathing functions“. In: *Sustainable Cities and Society* 53 (2020), S. 101874. ISSN: 22106707. DOI: 10.1016/j.scs.2019.101874.
- [5] Willi Bohl. *Technische Strömungslehre. kurz und bündig*. Hrsg. von Vogel-Verlag. 1971.
- [6] bürkert. *Massendurchflussmesser für Gase: Typ 8701*. 2020. URL: <https://www.burkert.com/en/Media/plm/DTS/DS/DS8701-Standard-DE-DE.pdf?id=DTS000000000000001000020180DEL> (besucht am 26.07.2020).
- [7] Zhu Cheng u. a. „Experimental study of the interaction between thermal plumes and human breathing in an undisturbed indoor environment“. In: *Energy and Buildings* 207 (2020). ISSN: 0378-7788. DOI: 10.1016/j.enbuild.2019.109587. URL: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0378778818331098>.
- [8] ebmpabst. *Radiallüfter*. URL: <https://www.ebmpapst.com/de/de/produkte/kompaktlufter/kompaktlufter-radial.html> (besucht am 12.02.2020).
- [9] Enrique. *Male Face*. Hrsg. von Enrique. URL: <https://grabcad.com/library/male-face> (besucht am 18.06.2020).
- [10] Erik Bjørn. „Simulation of Human Respiration with Breathing Thermal Manikin“. In: (2000). URL: <https://vbn.aau.dk/en/publications/simulation-of-human-respiration-with-breathing-thermal-manikin-2>.
- [11] L. Fang, G. Clausen und P. O. Fanger. „Impact of Temperature and Humidity on Perception of Indoor Air Quality During Immediate and Longer Whole-Body Exposures“. In: *Indoor Air* 8.4 (1998), S. 276–284. DOI: 10.1111/j.1600-0668.1998.00008.x. URL: <https://www.ingentaconnect.com/content/mksg/ina/1998/00000008/00000004/art00008>.
- [12] Lianyuan Feng u. a. „TR-PIV measurement of exhaled flow using a breathing thermal manikin“. In: *Building and Environment* 94 (2015), S. 683–693. ISSN: 03601323. DOI: 10.1016/j.buildenv.2015.11.001. URL: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0360132315301645>.
- [13] Festo. *Kolbenstangenzyylinder: Pneumatische Antriebe*. URL: https://www.festo.com/cat/de_de/products_010200 (besucht am 14.02.2020).

- [14] Jitendra K. Gupta, Chao-Hsin Lin und Qingyan Chen. „Characterizing exhaled airflow from breathing and talking“. In: *Indoor Air* 20.1 (Feb. 2010), S. 31–39. ISSN: 1600-0668. DOI: 10.1111/j.1600-0668.2009.00623.x. URL: <http://dx.doi.org/10.1111/j.1600-0668.2009.00623.x>.
- [15] Ingvar Holmér. „Thermal manikin history and applications“. In: *European Journal of Applied Physiology* 92.6 (Juni 2004), S. 614–618. ISSN: 1439-6327. DOI: 10.1007/s00421-004-1135-0. URL: <http://dx.doi.org/10.1007/s00421-004-1135-0>.
- [16] igus. *dryspin® Technologie | Muttern | Lieferprogramm: Flansch-Gewindemuttern mit Schlüsselflächen*. URL: https://www.igus.de/contentData/Products/Downloads/dryspin_Flansch_Gewindemuttern_mit_Schluesselflaechen_J.pdf (besucht am 20.07.2020).
- [17] igus. *dryspin® Technologie | Spindeln | Lieferprogramm: Steilgewindespindeln - korrosionsbeständig*. URL: https://www.igus.de/contentData/Products/Downloads/drylin_Gewindespindel_dryspin_Steilgewinde_Rechtsgewinde_Edelstahl_14301.pdf (besucht am 20.07.2020).
- [18] Martin Ivanov und Sergey Mijorski. „CFD Modelling of Flow Interaction in the Breathing Zone of a Virtual Thermal Manikin“. In: *Energy Procedia* 112 (März 2017), S. 240–251. ISSN: 1876-6102. DOI: 10.1016/j.egypro.2017.03.1093. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.egypro.2017.03.1093>.
- [19] Martin Ivanov und Sergey Mijorski. „Geometrical form assessment of a CFD based breathing thermal manikins, designed by simplified polygonal shapes“. In: *E3S Web of Conferences* 85 (2019), S. 02002. DOI: 10.1051/e3sconf/20198502002.
- [20] kuhnke. *Mikro-Magnetventile Typ 64 NW 0,5/1/1,5: 2/2- und 3/2-Wege Sitzventile Direktgesteuert*. Hrsg. von kuhnke. URL: https://productfinder.kuhnke.kendrion.com/de/Magnetventile-direktgesteuert/Magnetventil_64.045/ (besucht am 28.01.2020).
- [21] Soon-Bark Kwon u. a. „Study on the initial velocity distribution of exhaled air from coughing and speaking“. In: *Chemosphere* 87.11 (2012), S. 1260–1264. ISSN: 0045-6535. DOI: 10.1016/j.chemosphere.2012.01.032. URL: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0045653512000987>.
- [22] Xiangdong Li, Kiao Inthavong und Jiyuan Tu. „Particle inhalation and deposition in a human nasal cavity from the external surrounding environment“. In: *Building and Environment* 47 (2012), S. 32–39. ISSN: 03601323. DOI: 10.1016/j.buildenv.2011.04.032.
- [23] Lukas Hahne. „Entwicklung eines mobilen Messsystems zur Erfassung von Temperatur, Luftfeuchte, und CO₂ Konzentration in Luftströmungen“. Bachelorarbeit. Göttingen: Georg-August-Universität Göttingen, 2017.
- [24] Martin Ivanov. „Compact Breathing Simulation System, Developed as Additional Functionality for Thermal Manikins“. In: *Romania Journal of Building Services* 2015.3 (). URL: www.rjbs.ro.

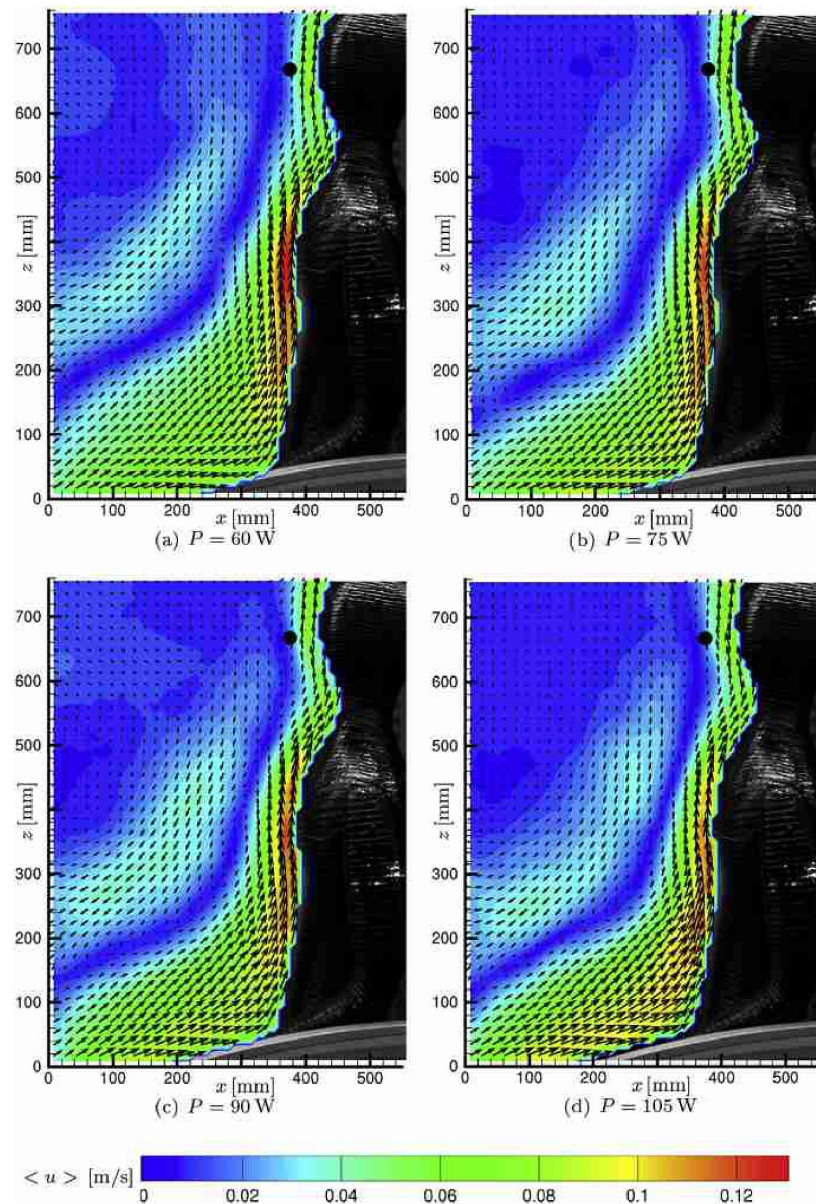
- [25] A. Melikov und J. Kaczmarczyk. „Measurement and prediction of indoor air quality using a breathing thermal manikin“. In: *Indoor air* 17.1 (2007), S. 50–59. DOI: 10.1111/j.1600-0668.2006.00451.x.
- [26] Arsen Melikov. „Breathing thermal manikins for indoor environment assessment: important characteristics and requirements“. In: *European Journal of Applied Physiology* 92.6 (Mai 2004), S. 710–713. ISSN: 1439-6327. DOI: 10.1007/s00421-004-1142-1. URL: <http://dx.doi.org/10.1007/s00421-004-1142-1>.
- [27] Nanotec. *PD4-C USB Technisches Handbuch*. Hrsg. von Nanotec. URL: https://de.nanotec.com/fileadmin/files/Handbuecher/Plug_Drive/PD4-C/PD4C_USB_Technisches-Handbuch_V2.0.2.pdf (besucht am 18.05.2020).
- [28] Peter V. Nielsen. „Control of airborne infectious diseases in ventilated spaces“. In: *Journal of the Royal Society, Interface* 6 Suppl 6 (2009), S747–55. DOI: 10.1098/rsif.2009.0228.focus.
- [29] Håkan O. Nilsson. „Thermal comfort evaluation with virtual manikin methods“. In: *Building and Environment* 42.12 (2007), S. 4000–4005. ISSN: 03601323. DOI: 10.1016/j.buildenv.2006.04.027. URL: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0360132306003702>.
- [30] Wolfgang Oczenski, Harald Andel und Alois Werba. *Atmen, Atemhilfen: Atemphysiologie und Beatmungstechnik*. 9., überarb. und erw. Aufl. Stuttgart: Thieme, 2012. ISBN: 978-3-13-137699-2. DOI: 10.1055/b-002-19499. URL: <http://ebooks.thieme.de/9783131376992>.
- [31] I. Olmedo u. a. „Distribution of exhaled contaminants and personal exposure in a room using three different air distribution strategies“. In: *Indoor air* 22.1 (2012), S. 64–76. DOI: 10.1111/j.1600-0668.2011.00736.x.
- [32] Qingyan “Yan” Chen, James J. McDevitt. *Infectious Disease Transmission in Airliner Cabins*. 2012.
- [33] Raspberry Pi Foundation. *Raspberry Pi 4 Tech Specs*. URL: <https://www.raspberrypi.org/products/raspberry-pi-4-model-b/specifications/> (besucht am 28.06.2020).
- [34] Raspberry Pi Foundation. *Raspberry Pi Documentation*. URL: <https://www.raspberrypi.org/documentation/> (besucht am 29.06.2020).
- [35] Robert Koch Institut. *SARS-CoV-2 Steckbrief zur Coronavirus-Krankheit-2019 (COVID-19)*. 2020. URL: https://www.rki.de/DE/Content/InfAZ/N/Neuartiges_Coronavirus/Steckbrief.html#doc13776792bodyText1 (besucht am 01.08.2020).
- [36] Schmeling, Daniel and Kohl, Andreas and Volkmann, André. *Next Generation Train - Meilenstein 01301912: „CO2 ausatmende Menschmodelle einsatzbereit“ AP 0130 „Bedarfsorientierte Belüftung“*. Hrsg. von DLR. 2019.
- [37] Daniel Schmeling und Johannes Bosbach. „On the influence of sensible heat release on displacement ventilation in a train compartment“. In: *Building and Environment* 125 (2017), S. 248–260. ISSN: 03601323. DOI: 10.1016/j.buildenv.2017.08.039.

- [38] Sensirion. *Application Note for SFM3000 Series Mass Flow Meters*. 2015. URL: https://www.sensirion.com/fileadmin/user_upload/customers/sensirion/Dokumente/5_Mass_Flow_Meters/Application_Notes/Sensirion_Mass_Flow_Meters_SFM3xxx_I2C_Functional_Description.pdf (besucht am 28.06.2020).
- [39] Sensirion - The Sensor Company. *Datasheet Sensirion SCD30 Sensor Module*. Hrsg. von SENSIRION AG. 2019. URL: <https://www.sensirion.com/en/download-center/carbon-dioxide-sensors-co2/co2-sensor/> (besucht am 28.06.2020).
- [40] Sensirion - The Sensor Company. *Datasheet SFM3000: Low Pressure Drop Digital Flow Meter*. Hrsg. von SENSIRION AG. URL: https://www.sensirion.com/fileadmin/user_upload/customers/sensirion/Dokumente/5_Mass_Flow_Meters/Datasheets/Sensirion_Mass_Flow_Meters_SFM3000_Datasheet.pdf (besucht am 28.06.2020).
- [41] Sensirion - The Sensor Company. *Datasheet SHT85: Humidity and Temperature Sensor*. Hrsg. von SENSIRION AG. 2018. URL: https://www.sensirion.com/fileadmin/user_upload/customers/sensirion/Dokumente/2_Humidity_Sensors/Datasheets/Sensirion_Humidity_Sensors_SHT85_Datasheet.pdf (besucht am 28.06.2020).
- [42] Peter Stephan u. a. *VDI-Wärmeatlas*. Living reference work, continuously updated edition. VDI Springer Reference. Wiesbaden: Springer, 2017. ISBN: 978-3-662-52991-1. DOI: 10.1007/978-3-662-52991-1.
- [43] Texas Instruments. *TCA9548A Low-Voltage 8-Channel I2C Switch with Reset*. Hrsg. von Texas Instruments. URL: https://www.ti.com/lit/ds/symlink/tca9548a.pdf?ts=1596614402532&ref_url=https%253A%252F%252F (besucht am 01.08.2020).
- [44] Umweltbundesamt. *Gesundheitliche Bewertung von Kohlendioxid in der Innenraumluft*. 2008. URL: https://www.umweltbundesamt.de/sites/default/files/medien/pdfs/kohlendioxid_2008.pdf (besucht am 28.06.2020).
- [45] Alvise Vianello u. a. „Simulating human exposure to indoor airborne microplastics using a Breathing Thermal Manikin“. In: *Scientific reports* 9.1 (2019), S. 8670. DOI: 10.1038/s41598-019-45054-w.
- [46] Wema-Maschinenschutzelemente. *PVC Faltembalg rund und zylindrisch*. URL: <https://www.wema-maschinenschutz.net/produkte/faltenbaelge/pvc-baelge/pvc/faltenbalg-rund-zylindrisch> (besucht am 26.03.2020).
- [47] wikipedia. *Magnetventil*. wikipedia, 2019-05-12. URL: <https://de.wikipedia.org/wiki/Magnetventil> (besucht am 05.12.2020).
- [48] wikipedia. *Next Generation Train*. wikipedia, 2020-06-13. URL: https://de.wikipedia.org/wiki/Next_Generation_Train (besucht am 01.08.2020).
- [49] Chunwen Xu u. a. „Human exhalation characterization with the aid of schlieren imaging technique“. In: *Building and Environment* 112 (2017), S. 190–199. ISSN: 03601323. DOI: 10.1016/j.buildenv.2016.11.032. URL: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0360132316304632>.

- [50] Tengfei Tim Zhang, Shi Yin und Shugang Wang. „Quantify impacted scope of human expired air under different head postures and varying exhalation rates“. In: *Building and Environment* 46.10 (2011), S. 1928–1936. ISSN: 03601323. DOI: 10.1016/j.buildenv.2011.03.014.

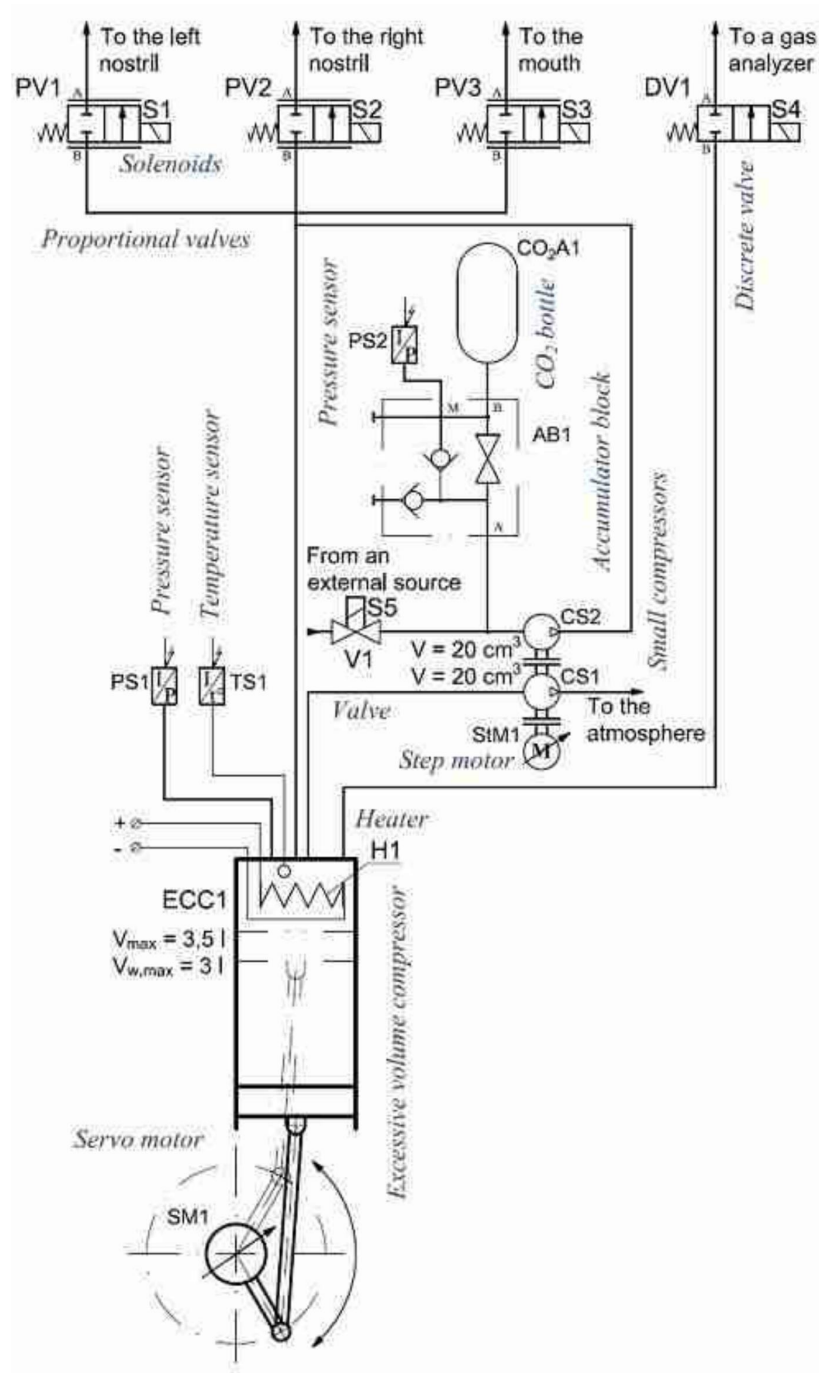
Anhang

A Vermessung der Kabinenströmung nahe eines sitzenden Thermischen Menschmodells [37]

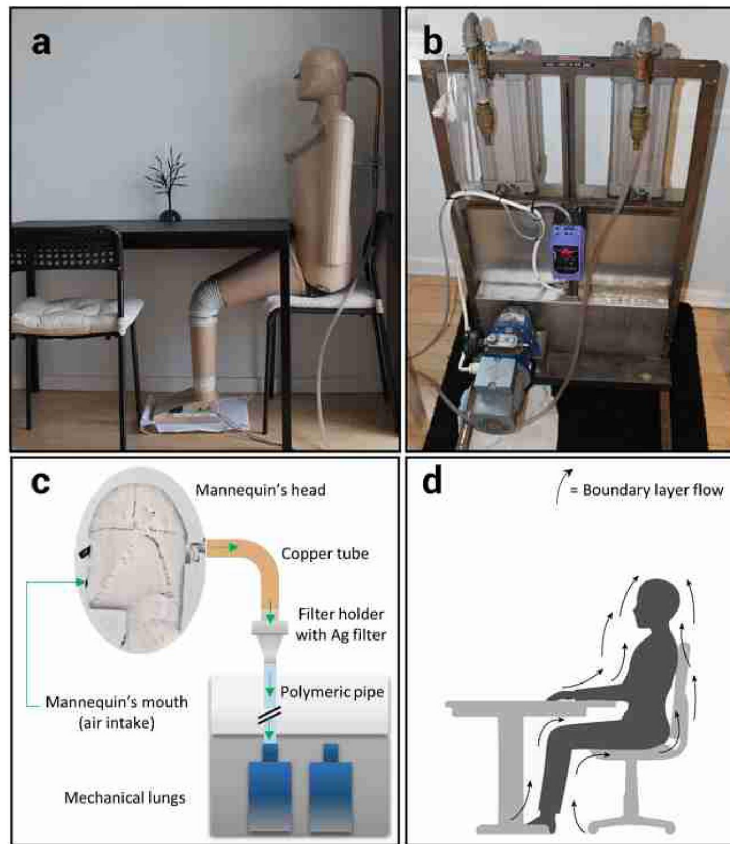


Vermessung der Kabinenströmung an einem sitzenden Thermischen Menschmodell mittels Particle Image Velocimetry (PIV) für vier verschiedene Heizleistungen des Dummies zwischen 60 und 105 Watt [37]. Die gezeigte Strömung wurde über 600 Aufnahmen gemittelt.

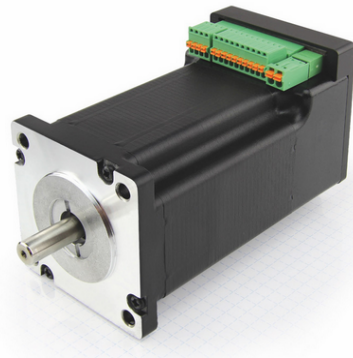
B Pneumatisches experimentelles Atemkonzept nach Ivanov [24]



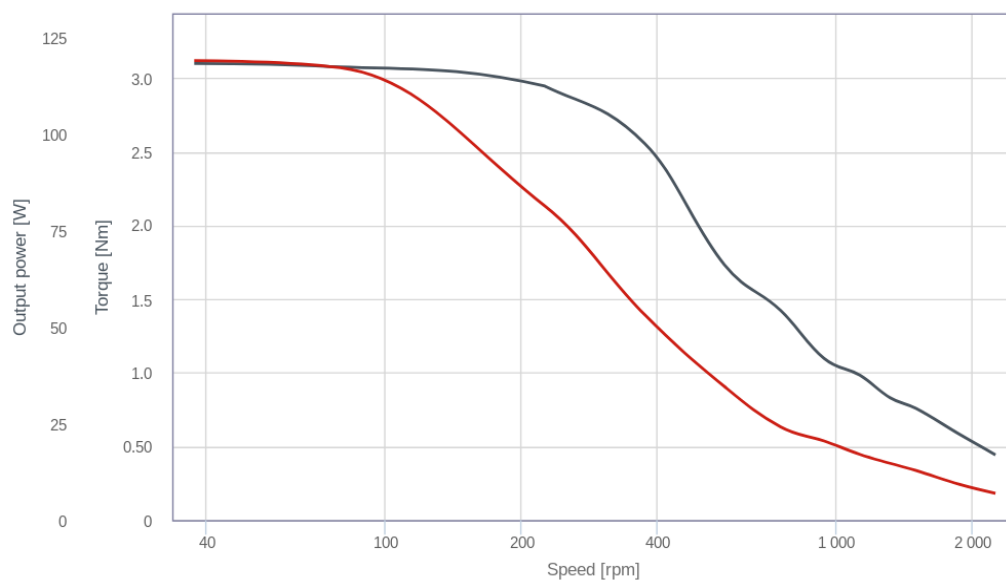
C Aufbau des ATM mit eingebautem Filtersystem zur Untersuchung von Inhalation von Mikroplastik in die menschlichen Lunge [45]



Aufbau des ATM an einem Tisch in einem Apartment, welches als Versuchumgebung für die Messungen diente (a). Das Atem-Simulationssystem (b), welches aus einem Motor und 2 Zylindern besteht, die mit Schläuchen an den Kopf des TM befestigt werden (c). Schematische Darstellung der Grenzschichtströmung um das sitzende Thermische Menschmodell (d).

D PD4-C Schrittmotor mit Motorsteuerung [27]

(a)



(b)

Antriebsmoment (b) des Schrittmotors PD4-C6018L4204-E-01 (a) über eine Drehzahl von 0 – 2000 rpm bei einer Motorspannung von 24 V (rot) und 48 V (schwarz) [27].

E Konfigurationsdatei der Motorsteuerung

```
;A ";"-Sign marks a line as comment (the line has no effect)
;Max. size of this file is 4k
;All commands consist of a register number
;(for example 2031) and a value

;After changing values USB has to be disconnected and you
;need to power off and on the controller again
;for the changes to take effect

;max. Phasenstrom, mA
2031=1800

;Schrittauflösung, Schritte/Umdrehung/encoder
608F:01=1000
608f:02=1

;7000 SChritte(7Umdrehungen/175mm):1,9 Liter
;6000 SChritte(6Umdrehungen/150mm):1,7 Liter
;5000 SChritte(5Umdrehungen/125mm):1,4 Liter
;4000 Schritte(4Umdrehungen/100mm):1,1 Liter
;3000 Schritte(3Umdrehungen/75mm): 0,7 Liter
;2000 Schritte(2Umdrehungen/50mm): 0,57 Liter

;Zielposition 1, maxValue:-7000 [Schritte]
2400:01=-2000

;Zielposition 2, maxValue:+7000 [Schritte]
2400:02=2000

;Zielgeschwindigkeit 1, U/min
2400:03=100

;Zielgeschwindigkeit 2, U/min
2400:04=100

;Pause zwischen Fahrprofilen , [ms]
2400:05=500

;Pause nach dem zweiten Fahrprofil [ms]
2400:06=10
```

```
;Beschleunigungsrampe, (U/min)/S  
6083=6000  
  
:Bremsrampe, (U/min)/S  
6084=6000  
  
;max Beschleunigung, (U/min)/S  
60C5=1000000  
  
;max Bremsrampe, (U/min)/S  
60C6=1000000  
  
;CO2_Dosierung: Öffnungszeit Ventil [ms]  
2400 = 570
```

F Programm1_freigabe

Zunächst werden häufig verwendete SDO's gemappt, um den Zugriff im Programm zu vereinfachen:

```
//1. Mapping:
map U16 ControlWord as output 0x6040:00
map U16 StatusWord as input 0x6041:00
map S08 OperationMode as output 0x6060:00
map S32 TargetPosition as output 0x607A:00
map U32 Inputs as input 0x60FD:00
map U32 Outputs as output 0x60FE:01
map U32 ProfileVelocity as output 0x6081:00
map S32 Position1 as input 0x2400:01
map S32 Position2 as input 0x2400:02
map S32 Speed1 as input 0x2400:03
map S32 Speed2 as input 0x2400:04
map S32 Pause as input 0x2400:05
map S32 Pause2 as input 0x2400:06
map S32 C02_Dosierung as input 0x2400:07
map S32 Time as output 0x2500:01

#include "wrapper.h"
```

Anschließend wird die Hauptfunktion mittels

```
void user()
```

aufgerufen, und gewünschte Einstellungen getroffen:

```
void user()
{
    od_write(0x3202, 0x00, 9);
    //Closed loop aktivieren
    Out.OperationMode = 1;
    //setzt den Operationsmodus auf Positionsmodus
    Out.TargetPosition = In.Position1;
    //setzt die Zielposition auf den Wert von 0x2400:01
    Out.ProfileVelocity = In.Speed1;
    //setzt die Zielgeschwindigkeit auf den Wert von 0x2400:03

    //3. Schritt: State maschine hochfahren
    sleep(In.Pause);
    Out.ControlWord = 0x6;
    // schaltet in den Zustand "enable voltage"
    do {
```

```

    yield();// warten auf den nächsten Zyklus (1ms)
}
while ( (od_read(0x6041, 0x00) & 0xEF) != 0x21);
//wartet bis der Zustand ist "enable voltage"
//überprüft das Statusword (0x6041) auf
//die Bitmaske: xxxx xxxx x01x 0001

Out.ControlWord = 0x7;//schaltet in den Zustand "switched on"
do {
    yield();
}
while ((od_read(0x6041, 0x00) & 0xEF) != 0x23);
// wartet bis der Zustand ist auf: "switched on"

```

Nun wird mittels einer Endlosschleife zwischen den beiden Positionen 1 & 2 verfahren und das CO₂ über das Magnetventil dosiert, solange an Digitaleingang 4 ein High-Signal anliegt. Dieses wird vom RPi gesendet.

```

while(true)
{
    if((In.Inputs & 0x80000) != 0)
        //Abfrage ob Eingang 4 nicht low ist, dann starte
        {
            Out.ControlWord = 0xF;
            do {
                yield();
            }
            while ( (od_read(0x6041, 0x00) & 0xEF) != 0x27);

            Out.TargetPosition = In.Position1;
            Out.ProfileVelocity = In.Speed1;

            Out.ControlWord = 0x5F;
            //relative Positionierung starten
            while((In.StatusWord & 0x400) !=0x400)
            {
                Out.Time+=1;
                yield();
                //zähle die ms bis Position erreicht und schreibe
                //ins Register 0x2500:01,
            }
        }
}

```

Ist die Zielposition 1 erreicht, wird nun der Digitalausgang 1 auf low geschaltet, die voreingestellte Zeitspanne gewartet, und anschließend wieder auf high geschaltet. Dies öffnet und schließt das Magnetventil, da der Digitalausgang 1 als „open drain“ Ausgang realisiert ist, und

somit als Schalter für einen Verbraucher dient.

```
Out.Outputs = 0x00000; //Ventil öffnet
sleep(In.CO2_Dosierung);
Out.Outputs = 0x10000; //Ventil schließt
```

Die Zielposition und Zielgeschwindigkeit wird nun auf Position2 und Speed2 gewechselt. Dieser Vorgang wiederholt sich, solange der Eingang 4 Positiv ist.

```
Out.Time=0; //Variable zurücksetzen
Out.ControlWord = 0xF;
//schaltet in den Zustand "enable operation"
//(setzt das Start-Bit zurück)
do {
    yield();
}
while ( (od_read(0x6041, 0x00) & 0xEF) != 0x27);
//wartet bis der Zustand ist "operation enabled"

Out.TargetPosition = In.Position2;
Out.ProfileVelocity = In.Speed2;
Out.ControlWord = 0x5F;
yield();
while((In.StatusWord & 0x400) !=0x400)
//warte bis "Target reached" Bit 10 gesetzt wird
{
    yield();
}
sleep(In.Pause2);
yield();
}
```

```
else
{
    Out.ControlWord = 0x6;
    // schaltet in den Zustand "enable voltage"
    do {
        yield();
    }
    while ((od_read(0x6041, 0x00) & 0xEF) != 0x21);
    // wartet bis der Zustand ist "enable voltage"
}
}
}
```

G Programm4_Homing

Zunächst werden alle Einstellungen getroffen, um den „Homing Modus “ zu aktivieren. Als Homing Methode wird „-2 “ gewählt. Das negative Vorzeichen bedeutet, dass auf einen festen Anschlag und nicht einen elektronischen Endschalter referenziert werden soll. Die Zahl bezeichnet dabei die Homing-Methode, in diesem Fall in positiver Drehrichtung.

```
void user()
{
    od_write(0x3202, 0x00, 9);
    //Closed loop aktivieren für homing
    od_write(0x6098, 0x00, -2);
    //Auswahl der Homing Methode, siehe Handbuch.
    od_write(0x608F, 0x01, 1000);
    //Schrittauflösung, z.B. 1000 Schritte/Umdrehung
    od_write(0x608F, 0x02, 1);
    //Getriebe Übersetzung, 1 falls kein Getriebe
    od_write(0x203A, 0x01, 600);
    //Stromhöhe [mA], -70 entspricht 70% von max. Strom 2031h
    od_write(0x203A, 0x02, 500);
    //Dauer [ms] die gegen den erkannten Block gefahren
    //werden soll
```

```
Out.ControlWord = 0x6;
// schaltet in den Zustand "enable voltage"
do {
    yield();
}
while ( (od_read(0x6041, 0x00) & 0xEF) != 0x21);
// wartet bis der Zustand ist "enable voltage"
// überprüft das Statusword (0x6041)
// auf die Bitmaske: xxxx xxxx x01x 0001

Out.OperationMode = 6;
// setzt den Operationsmodus auf Homing
yield();

Out.ControlWord = 0x7;
// schaltet in den Zustand "switched on"
do {
    yield();
}
while ( (od_read(0x6041, 0x00) & 0xEF) != 0x23);
// wartet bis der Zustand ist "switched on"
// überprüft das Statusword (0x6041) auf
```

```
// die Bitmaske xxxx xxxx x01x 0011

Out.ControlWord = 0xF;
// schaltet in den Zustand "enable operation"
do {
    yield();// warten auf den nächsten Zyklus (1ms)
}
    while ( (od_read(0x6041, 0x00) & 0xEF) != 0x27);
// wartet bis der Zustand ist "operation enabled"

Out.ControlWord = 0x1F;//startet die Fahrt
yield();
while((In.StatusWord & 0x1400)!=0x1400)
// warte bis Referenzfahrt abgeschlossen,
// Bits 12 und 10 beide high
{
    yield();
}
```